

Aus der Universitäts-Strahlenklinik Marburg/Lahn
Direktor: Prof. Dr. F. Heß

Zur Optimierung der Dosisverteilung in der ^{60}Co -Tiefentherapie

INAUGURAL-DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades
der gesamten Medizin des Fachbereichs Humanmedizin
der Philipps-Universität zu Marburg

vorgelegt von

Manfred Toll
aus Prag

Marburg 1972

1973



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41553805_0011

Aus der Universitäts-Strahlenklinik Marburg/Lahn
Direktor: Prof. Dr. F. Heß

Zur Optimierung der Dosisverteilung in der ^{60}Co -Tiefentherapie

INAUGURAL-DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades
der gesamten Medizin des Fachbereichs Humanmedizin
der Philipps-Universität zu Marburg

vorgelegt von

Manfred Toll
aus Prag

Marburg 1972



Angenommen von der Medizinischen Fakultät
der Universität Marburg/Lahn am: 27. 3. 73
gedruckt mit Genehmigung der Fakultät
Dekan: Prof. Dr. Heinrich Oepen
Referent: Prof. Dr. Friedhelm Heß
Correferent: Prof. Dr. Manfred Busch

Inhaltsverzeichnis

1.	Grundlagen.....	Seite	1
1.1.	Übersicht über vorgeschlagene Methoden der Stehfeldbestrahlung in der ^{60}Co - Teletherapie.....	Seite	3
1.2.	Übersicht der Rechenprogramme zur Be- rechnung der Dosisverteilung mit Computer.....	Seite	8
2.	Hauptteil A: Problem und Methode der Optimierung.....	Seite	18
3.	Hauptteil B: Prüfung der Tiefendosisbe- rechnung für ^{60}Co -Telegamma- bestrahlung.....	Seite	22
3.1.	Das in Marburg verwendete Rechenprogramm von P o p p.....	Seite	22
3.2.	Messungen am Plexiglasphantom und Vergleich mit Rechnungen nach dem P o p p'schen Programm.....	Seite	26
4.	Hauptteil C: Parameterabhängigkeit der Isodosen.....	Seite	32
4.1.	Inhomogenitäten.....	Seite	33
4.1.1.	Erläuterung der errechneten Dosisverteilung "		33
4.1.2.	Quantitative Beschreibung mit Hilfe von Schätzformeln nach P o p p.....	Seite	37
4.1.3.	Klinische Bedeutung von Inhomogenitäten..	Seite	38
4.2.	Keilfilter.....	Seite	39
4.2.1.	Erläuterung der errechneten Dosisver- teilung.....	Seite	39

4.2.2. Quantitative Beschreibung mit Hilfe	
von Schätzformeln nach P o p p.....	Seite 48
4.2.3. Keilfilter in der Klinik.....	Seite 51
4.3. Superposition.....	Seite 53
4.3.1. Erläuterung der errechneten Dosis-	
verteilung.....	Seite 55
4.3.2. Quantitative Beschreibung mit Hilfe	
von Schätzformeln nach P o p p.....	Seite 62
4.3.3. Superposition in der Klinik.....	Seite 65
Zusammenfassung.....	Seite 66
Literaturverzeichnis.....	Seite 69

1. Grundlagen:

1.1. Übersicht über vorgeschlagene Methoden der Stehfeldbestrahlung in der ^{60}Co -Teletherapie.

Die Fortschritte auf dem Gebiet der Strahlentherapie sind in den letzten zwanzig Jahren im wesentlichen auf die Einführung hoher Energien zurückzuführen.

Insbesondere sind heute und wohl auch in absehbarer Zukunft die ^{60}Co -Geräte die gebräuchlichsten und wirkungsvollsten Apparate bei der Bestrahlung tiefliegender bösartiger Tumoren. Diese senden Gammastrahlung mit einer Energie von etwa 1 MeV und einer Dosisleistung von 1 000 - 10 000 R/h in 1 m Abstand aus.

Die notwendige Tumorvernichtungsdosis kann mittels einer Stehfeld- oder Bewegungsbestrahlung an den Tumor gebracht werden. Hier sollen nur die Dosisverteilungen von Stehfeldern und ihre Kombinationen sowie das Problem ihrer Optimierung untersucht werden.

Die Ansichten über die günstigste Applikationsmethode für ein bestimmtes klinisches Problem scheinen z.T. noch zu differieren. Diese Annahme bestätigt sich beim Studium des Schrifttums, insbesondere für Bronchial-, Harnblasen- und Oesophagus-Karzinome.

Tabelle 1 gibt einen Überblick über verschiedene in den letzten Jahren vorgeschlagene Methoden der Stehfeldbestrahlung. Die Situation wirft die Frage auf, wie man einer optimalen Bestrahlung unter Berücksichtigung der individuellen Verhältnisse des Patienten näherkommen kann.

Tabelle 1: Übersicht über vorgeschlagene Methoden der Stehfeldbestrahlung in der ⁶⁰Co-Teletherapie.

Organ	Methode	Autoren	Zitat (Strahlentherapie)
Mamma-Ca. (präop.)	3-Felder-Methode ("Marburger-Methode")	R. du Mesnil de Rochemont	F. Heß, Die Strahlen- therapie, Enke-Verl. Stuttg. (1969), S. 144
"	3-Felder-Methode	H. G. Heinze, E. Feil	140 (1970), 468.
"	Modifikation der 4-Felder-Methode	J. Stratev Z. Naumova, D. Wrantschewa	138 (1969), 50.
"	4-Felder-Methode	M. Spoljar, F. Zunter M. Kubovic u. a.	133 (1967), 238.
"	Modifikation der 4-Felder-Methode	J. Stratev, A. Sachatschiew, M. Gantscher	129 (1965), 533.
"	4-Felder-Methode	R. Birkner M. Boeck	131 (1966), 79.
Mamma-Ca. (postop.)	2-Felder (ventral, dorsal)	H. Kuttig, H. Harbst u. a.	140 (1970), 27.
Collum-Ca.	4-Felder-Methode (2 ventral, 2 dorsal) Einfallsstrahl lo nach außen	H. J. Frischbier H. U. Lobeck	140 (1970), 13.
"	4-Felder-Methode + Radiumeinlage	E. Kahr, H. Schreyer	136 (1968), 9.
"	3-Felder + Radium- einlage ("Marburger- Method")	R. du Mesnil de Rochemont	118 (1962) 170.
Vulva-Ca.	2-Felder-Methode (Vulva-F., suprasymph.F) mit KF 15	J. Halama, J. Rassow	138 (1969), 129.
Parametrien- bestrahlung	4-Felder-Methode (2 ventral, 2 dorsal) evtl. mit KF (bei vor- handener Radiumbe- lastung)	K. Kiviniitty C. E. Unnerus	136 (1968), 416.

Organ	Methode	Autoren	Zitat (Strahlentherapie)
Bronchial- Ca.	2-Felder (ventral, dorsal) dors.Feld ausgelenkt, oder Bleiabsorber	B.Willner, H.J.Schmidt- Herms	139 (1970), 652.
"	2-Felder (ventral, dorsal) evtl. + supraklavikul.Feld + KF	D.Ringleb, R.Heidenreich	139 (1970), 635.
"	2-Felder (ventral, dorsal)	H.J.Fernholz, G.Müller	137 (1969), 381.
"	4-Felder (2 ventral, 2 dorsal)	A.Ott	136 (1968), 6.
"	2-Felder (ventral, dorsal) evtl. + 2 Halsfelder 2 axill. lat.Felder	E.Schnepper, H.Vielderg	133 (1967), 176.
"	2 u.mehr Felder	H.D.Franke, H.P.Hang, G.Stephan	132 (1967), 161.
"	2-Felder (ventral, dorsal) dors.Feld versetzt u.geneigt 20-30°)	F.Heß L.Buchelt	130 (1966), 20.
Larynx-u. Hypopharynx- Tu.	2-Felder opponierend, 15° ventral gekippt + Plexiglasausgleichs- keil	F.Heß, G.Beckmann	141 (1971), 516.
"	a) 2-Felder kontra- lateral mit KF b) 2-Felder schräg dorsal	H.J.Schuhknecht, D.Tietze	Rad.biol.ther 11 (1970), 37
Epipharynx- u.Tonsillen- Tu.	1 großes Feld bei Metastasen 1 re.u.li. ventrales u.1 dors. Halsfeld, evtl.suprakl.F.	H.Schreyer, E.Kahr	137 (1968), 1.
Stimmband- leukoplakie	2 bilateral Quadrat- felder	K.W.Hommerich H.Ernst, B.Schubert	141 (1971), 18.

Organ	Methode	Autoren	Zitat (Strahlentherapie)
Ösophagus a.	3-Felder-Methode (1 ventral, 2 dorsal)	G.Becker C.W.Fassbender	140 (1970) 354.
"	3 oder 4 Felder	S.B.Balmuchanov K.J.Zolkiver	Rad.biol.ther. 11 (1970), 225.
"	4-Felder-Methode (2 paravertebral, 2 parasternale) evtl. + 2 axill. Felder	H.J.Eberhardt, M.Strietzel	Rad.biol.ther. 11 (1970), 121.
"	a) 2-Felder-Methode (1 ventral, 1 dorsal) b) 3-Felder-Methode (2 dors., 30-45°, 1 ventral)	E.Schnepper E.Schulze	132 (1966), 321.
"	3-Felder-Methode	R.Bauer, P.Gerhardt	131 (1966), 21.
agen-Ca.	2-Felder-Methode nach Podoja (dorsal, ventral)	C.Wieland, U.Hymmen	140 (1970), 20.
arnblasen- a.	3-Felder-Methode nach Schnepper	B.Reinhard, O.Fischedick	141 (1971), 271.
"	a) 1 suprapubisches Feld nach Birkner u. Hinz, Poppe b) Mehrfeldsiebbestr. nach Becker c) 4-Felder-Methode d) 1 ventrales Feld nach Cuccia	K.H.Graefe, H.Frohnmüller	139 (1970), 665.
"	4-Felder-Methode (2 ventral, 2 dorsal)	A.Ott	139 (1970), 280
"	3-Felder-Methode (1 ventral, 2 parasakral)	G.Ganigiani G.Wolf	139 (1970), 12.
"	4-Felder-Methode mit KF (evtl. + biaxiale Pendelung nach cranial)	W.Bohndorf M.Jenett	Deutscher Röntgen- kongress 1969, 62
"	3-Felder-Methode	R.Birkner G.Hinz u.a.	135 (1968), 129.
"	3-Felder-Methode	H.Vielberg, E.Schnepper	134 (1967), 1.

Organ	Methode	Autoren	Zitat (Strahlentherapie)
Nieren-Tu.	2-Felder-Methode (1 dorsal, 1 ventral)	H.G.Heinze, B.Schwärzler	141 (1971), 276.
"	3-Felder-Methode 1 ventr.Siebfeld 1 " Vollfeld 1 dors. Keilfeld	K.Rödel, D.Ringleb	140 (1970), 366.
"	2-Felder-Methode	J.Pfeiffer	Rad.biol.ther. 11 (1970), 357.
"	3-Felder-Methode 1 ventrales F 1 schräg dorsales F 1 lat.Siebfeld	H.Küttig, F.Zunter	136 (1968), 138.
Prostata-Ca.	3-Felder-Methode (Modifikation der gynäk.Marburger- Methode)	G.Kling, H.Ringleb, K.Rödel	141 (1971), 531.
Hoden-Tu.	2-Felder (ventral, dorsal) + bi-ax. Pendelung nach cranial	D.Tietze, W.Prager, W.Taubert	Rad.biol.ther. 11 (1970), 597.
"	6-Felder-Methode	H.Schreyer	138 (1969), 522.
Rektum-Ca.	4-Felder-Methode 2 schräg dors. F, 1 Sakralfeld 1 ventr.Siebfeld	A.H.Fornusek, H.Küttig, F.Zunter	139 (1970), 271.
Systemer- krankungen	a) Bestrahlung nach Muschhoff b) Mantel-methode nach Fuller u.Kaplan	H.J.Schmidt- Hermes, H.K.Leetz	140 (1970), 621.
LK-Metast. des Halses -	a) 2-Felder-Methode lat.oppon.KF G 199 A b) 4-Felder-Methode tang.ventr.u.dors.Felder KF G 999 A. c) Großfeldtechnik von ventral Abschirmung der Kehlkopfregion	E.Scherer, J.Rassow	141 (1971), 523.

Organ	Methode	Autoren	Zitat (Strahlentherapie)
umbale K-Metast.	3-Felder-Methode 2 schräg dors.F + KF 17,5 1 ventrales Vollfeld	H.J.Frischbier, 132 (1966), 487. G.Möhle	
WS-Metast.	a) 2 Felder, kontralateral + KF 15 b) zusätzlich 2 schräg dors.F. 170	H.Kuttig, G.Schäfer	135 (1969), 666.

1.2. Übersicht der Rechenprogramme zur Berechnung der Dosisverteilung mit Computern.

Mit der Entwicklung moderner Apparaturen und zum Teil komplizierter Bestrahlungstechniken wurde die Bestrahlungsplanung zu einem entscheidenden Bestandteil der Strahlentherapie. Die zunehmende Strenge hinsichtlich der Wahl der Bestrahlungsbedingungen wirkt sich in jeder Stufe der Aufstellung eines Behandlungsplanes und seiner Verwirklichung aus:

1. Auffinden und Lokalisation des Tumors mit Hilfe fester Bezugspunkte und Wahl der Richtung und der Abmessung der Strahlenbündel.
2. Berechnung der räumlichen Dosisverteilung im gesamten bestrahlten Volumen und eventuell Abänderung der geometrischen Parameter.
3. Verwirklichung der Bestrahlung am Gerät.

Punkt 2 des Behandlungsplanes ist Hauptaufgabe der physikalisch-technischen Bestrahlungsplanung. Es kommt darauf an, schon vor Beginn der Bestrahlung die für den gegebenen Fall günstigste Bestrahlungstechnik aus einer Anzahl möglicher Methoden auszuwählen. Dabei muß sich die Planung auf objektive, reproduzierbare Angaben stützen. Sie muß die Dosisverteilung vor Beginn der ersten Bestrahlung liefern, die eine spätere Umstellung

nach subjektiver Beobachtung überflüssig erscheinen läßt. Voraussetzung dafür ist die sichere Abgrenzung und Lokalisierung des Herdes, ferner die Klarheit darüber, welche Dosis der Herd erhalten soll und welche umliegenden Organe nach Möglichkeit zu schonen sind.

Die Bestrahlungsplanung ist optimal nur individuell möglich. Voraussetzung hierzu ist das Vorhandensein geeigneter Skizzen von Körperquerschnitten und individueller Maße des Patienten. Die Abweichungen der individuellen Maße von einem Standardmaß und die damit verbundene Verformung der Isodosen können mit der individuellen Dosisplanung vermieden werden. Allerdings ist die individuelle Dosisplanung nur möglich, wenn man in der Lage ist, die Dosisverteilung schnell und mit genügend kleinem Fehler zu ermitteln. Hier bietet sich die Verwendung elektronischer Rechenautomaten an. Im Unterschied zur früheren, rein empirisch-experimentellen Praxis erlaubt der Einsatz von Computern die Auswahl der dem einzelnen Bestrahlungsfall am besten angepaßten Konstellation von variablen Bestrahlungskomponenten auf erheblich sicherer quantitativer Grundlage.

Heute gibt es genügend viele Computer-Programme, mit deren Hilfe man für die klinische Praxis mit ausreichender Genauigkeit Tiefendosisverteilungen für jedes sich bietende Problem berechnen kann.

Die Anwendung von elektronischen Rechenautomaten zur Dosisberechnung gehen auf Arbeiten von TSIEN [32, 33] zurück. Stehfeldisodosen werden in Lochkarten übertragen, in Maschinen sortiert und die Dosiswerte bei den verschiedenen Feldeinstellungen aus den eingegebenen Daten superponiert.

Auf ein mehr analytisches Vorgehen wies TSIEN [32] schon in seiner ersten Arbeit hin, indem er die Anwendung der Methoden von CLARKSON [4] sowie von MEREDITH und NEARY [11, 12] zur Berechnung der Streustrahlung vorschlug.

Während bei TSIEN die Zentralstrahlen der Strahlungsfelder einen gemeinsamen Schnittpunkt haben müssen, können mit einem erweiterten Rechenprogramm von STERLING c.s. [29] auch Dosisverteilungen bei Strahlungsfeldern berechnet werden, deren Zentralstrahlen keinen gemeinsamen Schnittpunkt besitzen.

STERLING c.s. [30] entwickelten ein weiteres Programm, bei dem sich die berechneten Dosen mit einem kartesischen Koordinatendrucker ausdrucken lassen. Bei diesem Programm besteht außerdem die Möglichkeit, den schrägen Einfall des Strahlungsfeldes zu berücksichtigen. Diese von STERLING u.a. entwickelten Rechenprogramme sind für die Kombination von Stehfeldern vorgesehen.

HALDÉN, RAGNHULT und ROOS [6] bestimmten die Dosiswerte aus Stehfeldisodosen ebenfalls bei verschiedenen Schnittwinkeln des Zentralstrahls mit der Körperoberfläche und bei Verwendung von Keilfiltern. Um für stark gekrümmte Oberflächen gültige Stehfeldisodosen zu besitzen, haben HALDÉN c.s. das Strahlungsfeld entlang des Zentralstrahls aufgeteilt und für die beiden Teilfelder Stehfeldisodosen unterschiedlicher Neigung zur Körperoberfläche verwendet. Dieses Programm erfaßt auch näherungsweise den Einfluß von Gewebeinhomogenitäten auf die Dosisverteilung, indem die hinter Knochen liegenden Dosiswerte mit einem Gewebefaktor multipliziert werden.

WOOD [37] entwickelte ein einfaches Rechenprogramm für die Bewegungsbestrahlung. Die Dosisverteilung bei der Bewegungsbestrahlung erhielt er durch die Überlagerung von Stehfeldern in Winkelabständen von 20° . Zur Berücksichtigung der Oberflächenkonturen des Patientenquerschnittes benutzte WOOD den effektiven Absorptionskoeffizienten μ_{eff} , um so die Dosis bei verändertem Fokus-Haut-Abstand bestimmen zu können.

SUTHERLAND [31] verwendete das Programm von WOOD, um Dosisverteilungen bei der Bewegungsbestrahlung mit Keilfiltern zu berechnen.

SCHOKNECHT [25, 26] stellte ein Programm zur Berechnung von Stehfeldkombinationen und für die Bewegungsbestrahlung auf, wobei er analog zu WOODS Korrekturfaktoren das Gewebe-Luftverhältnis $\bar{\rho}$ einführte, um den unterschiedlichen Abstand der Drehachse von der Körperkontur berücksichtigen zu können.

Bei dem Rechenprogramm von BENTLEY [1] ist die Zahl der Schnittpunkte der Zentralstrahlen nicht mehr begrenzt, sodaß sich nach diesem Programm beliebig viele Stehfelder kombinieren lassen.

FREUNDLICH [5] beschrieb das einzelne Strahlungsfeld nicht durch die Dosen an diskreten Punkten, sondern durch das Dekrementliniensystem nach ORCHARD. Dadurch, daß die geometrischen Orte von Dosen, deren prozentualer Anteil zur Dosis im Zentralstrahl in gleicher Tiefe gleich groß ist, zu Geraden zusammengefaßt werden können, verringert sich die Anzahl der Eingabewerte wesentlich.

Bei allen bisher erwähnten Methoden werden in irgendeiner Form die Dosisverteilungen von Stehfeldern, die man in Zahlenwerte an bestimmten Punkten eines Koordinatensystems überträgt, benötigt. Die Programme sind dann nur mit diesen Zahlenwerten zu benutzen. Dadurch sind die Verfahren nicht universell, d.h. sie können nicht bei allen Bestrahlungsbedingungen angewendet werden. Deshalb erschien es sinnvoll, das Problem mehr

analytisch zu behandeln.

Das erste für einen digitalen Rechenautomaten geeignete Modell entwickelten SILER und LAUGHLIN [27, 28] .

Das Programm berücksichtigt homogene und inhomogene Gewebe, sowie senkrechten und schrägen Strahleneinfall.

Während SILER und LAUGHLIN noch das Gewebe-Luftverhältnis und die Funktion F , die Randabfall und Rückstreuung berücksichtigt, für jede Feldgröße in Tabellenform dem Rechenautomaten zur Verfügung gestellt werden müssen, entwickelten RICHTER und SCHIRRMEISTER [20] als erste ein Verfahren, bei dem die Gesamtberechnung der Tiefendosis für ^{60}Co -Strahlung Bestandteil des Rechenprogramms ist.

Dieses Programm, das zunächst nur für die Dosisverteilung bei geometrischen Strahlungsfeldern geeignet war, erweiterten RICHTER und SCHIRRMEISTER [21, 22, 23, 24] so, daß die Ermittlung von Dosisverteilungen unter Berücksichtigung von Randabfall und Streuung für die Kombination von Stehfeldern (maximal vier Schnittpunkte der Zentralstrahlen), für die Pendel- und Rotationsbestrahlung um maximal vier Drehachsen und auch für Keilfilterbestrahlung möglich ist. Außerdem lassen sich wahlweise beliebig viele, auch in der Dichte unterschiedliche Körperinhomogenitäten (Knochen, Lunge), sowie der Einfluß des schrägen Eintritts des Strahlungsfeldes erfassen.

Die Arbeiten von PFALZNER und Mc DONALD [13] sowie PFALZNER [14, 15, 16] bilden die Grundlage der Berechnungen von RICHTER und SCHIRRMESTER. Nach diesen Arbeiten läßt sich die relative Tiefendosis als Funktion der Feldgröße ausdrücken, wobei vom Gewebe-Luftverhältnis ausgegangen wird.

Schon TSIEN [32] hatte in seiner ersten Arbeit die dreidimensionale Dosisberechnung diskutiert und ein geeignetes Koordinatensystem vorgeschlagen. Erst viel später jedoch gelang es van de GEIJN [35], ein Verfahren zur Berechnung dreidimensionaler Dosisverteilungen zu entwickeln. Die Patientenkontur muß in jeder Ebene, in der die Bestimmung der Dosisverteilung erfolgen soll, angegeben werden. Dadurch nimmt die Bereitstellung der Eingabewerte für den Rechenautomaten besonders bei der Bewegungsbestrahlung viel Zeit in Anspruch. Damit sind der allgemeinen Anwendung eines solchen Rechenprogramms in der täglichen Praxis Grenzen gesetzt.

Neben den zwei Gruppen von Verfahren, der Dosisberechnung nach in Zahlenwerte übertragenen Stehfeldsosisverteilungen und der Dosisberechnung nach empirischen Gleichungen, lassen sich weitere Arbeiten zu einer dritten Gruppe zusammenfassen. Hier werden die Gleichungen nach den physikalischen Gesetzen über den Strahlengang durch

Materie aufgestellt und möglichst wenig experimentelle Daten verwendet. Ebenso wie die dreidimensionale Dosisberechnung sind diese Verfahren durch die Schwierigkeiten in der Eingabe, hohen Speicherplatzbedarf sowie große Rechenzeiten bei erhöhter Genauigkeit mehr von akademischem Interesse.

In der Tabelle 2 werden die drei Gruppen von Verfahren, Dosisberechnung unter Verwendung von Stehfeldisodosen (I), Benutzung empirischer Gleichungen (II) und Berechnung mit Gleichungen nach physikalischen Gesetzmäßigkeiten (III) miteinander verglichen.

Tabelle 2 Vergleichstabelle der drei Programmgruppen zur
Berechnung von Dosisverteilungen.

	I	II	III
Berechnung einer Stehfeld-D-Verteilung	nein	beschränkt möglich	allgemein möglich
Berücksichtigung der Pat.-Oberfl.-Krümmung	nein oder beschränkt	möglich	möglich
Berücksichtigung von Gewebeinhomogenitäten	nein oder beschränkt	möglich	möglich
Berechnung 3-dimens.- D-Verteilungen	sehr erschwert gegenüber II, III	möglich	möglich
Erforderliche Rechen- zeit	am geringsten	für die Praxis ausreichend kurz	am größten
Anwendung für konvent.Rö.-Bestr.	nicht möglich	einige Ver- fahren	alle Ver- fahren

Aus der Vergleichstabelle geht hervor, daß die Verfahren der Gruppe I nicht universell anwendbar sind und nur für eine beschränkte Anzahl von Bestrahlungstechniken die Berechnung von Dosisverteilungen ermöglichen.

Demgegenüber lassen sich mit den Verfahren der Gruppe II alle praktisch vorkommenden klinischen Probleme und Techniken erfassen. ✓

Für theoretische Untersuchungen, bei denen möglichst geringe Fehler auftreten sollen, eignen sich die Verfahren der Gruppe III am besten.

2. Hauptteil A

Problem und Methode der Optimierung.

In der Praxis der Strahlentherapie können unterschiedliche Anschauungen über die zu wählende Bestrahlungstechnik auftreten. Bei ungewöhnlicher Tumorlokalisation ist sogar denkbar, daß keine Vorstellung darüber vorhanden ist, wie eine günstige Dosisverteilung zu erreichen wäre. In diesem Fall müssen nacheinander mehrere Bestrahlungstechniken untersucht werden, bis eine geeignete Dosisverteilung erreicht ist. Selbst unter Zuhilfenahme von Rechenautomaten kann der Aufwand beträchtlich sein, sodaß es vorteilhaft wäre, wenn der Computer selbst eine günstige Bestrahlungstechnik auswählen könnte.

Es handelt sich dabei um ein klares Optimierungsproblem, wobei der Strahlentherapeut die Optimierungskriterien vorweg definieren und dem Computer eingeben muß. Optimierung bedeutet die Verwirklichung optimaler Bestrahlungsbedingungen mit dem Ziel des größtmöglichen Nutzeffektes der eingestrahlten Raumdosis bei minimaler Gefahr einer Strahlenschädigung.

Zur Zeit gibt es noch kein Verfahren, das die Auswahl der günstigsten Bestrahlungsbedingungen durch den Computer ermöglicht. HALNAN, HOPE und ORR [7] wiesen in ihrer Arbeit " Computer Optimisation "

auf die Schwierigkeiten hin, die die Lösung dieses Optimierungsproblems noch als Zukunftsperspektive erscheinen lassen.

Um dem Problem der Optimierung näherzukommen, bedarf es einer Aufstellung von Optimierungskriterien, die die optimale Dosisverteilung definieren. Mit dieser Fragestellung haben sich seit 1964 besonders HOPE, ORR, HALNAN und LAURIE [8, 9, 10] beschäftigt. Ferner müssen Aussagen gemacht werden über die Parameterabhängigkeit der Dosisverteilung. Besonders problematisch erscheint es, eine Rangfolge von Optimierungskriterien wie z. B. Wirtschaftlichkeit, Belastbarkeit des Patienten und Tumorbekämpfung nach ihrer Wertigkeit festzulegen. Der notwendige Kompromiß führt dazu, daß bei weitgehendem Verzicht auf individuelle Behandlung nur relative Optima der Dosisverteilung erzielt werden können.

Grundsätzlich erscheinen zwei Methoden der Optimierung sinnvoll:

1. Nach Vorgabe von Optimierungskriterien errechnet der Computer die günstigste Bestrahlungsanordnung. Die explizite Berechnung der möglichen Tiefendosisverteilungen wird überflüssig, wenn die wesentlichen Faktoren zur Berechnung der Güte einer Dosisverteilung a priori berechnet werden können. In der Praxis treten dabei jedoch so große Schwierigkeiten auf,

daß Ergebnisse in dieser Richtung nur unter zu starker Einschränkung der Parametervariationen möglich waren [HOPE u. ORR] .

2. Aus einer Anzahl explizit berechneter Tiefendosisverteilungen wird nach Vorgabe von Optimierungskriterien der günstigste Plan ausgewählt. Der Nachteil dieser Methode besteht im großen Speicherplatzbedarf und in der langen Rechenzeit, da im allgemeinen der größte Teil der berechneten Information überflüssig sein dürfte.

Es erscheint deshalb gegenwärtig ein Kompromiß aus diesen beiden Verfahren am günstigsten:

Nach einer Studie der bei der Bestrahlungsplanung zu variierenden Parameter lassen sich aus der Vielzahl möglicher Bestrahlungsanordnungen sinnvoll so wenige auswählen, daß Methode 2 mit den heutigen Hilfsmitteln nicht zu aufwendig wird.

Diese Arbeit soll deshalb zur Kenntnis der Parameterabhängigkeit der Isodosenverteilungen von Stehfeldkombinationen beitragen.

Zur Beurteilung der Isodosenkurven können die folgenden Kriterien herangezogen werden:

1. Dosisgradient im Herd,
2. Verhältnis Tumordosis zu Hautdosis,
3. Integrale Dosis,
4. Dosis an strahlenempfindlichen Organen,
5. Geometrische Form des ausreichend zu bestrahlenden Tumorgebietes.

Optimierungskriterien für die Radiumtherapie wurden beispielsweise von BUCHELT u. BUSCH [2] diskutiert. Hier sind die Probleme jedoch anders geartet als in der ^{60}Co - Tiefentherapie.

Die Rangfolge der Beurteilungskriterien nach ihrer Wertigkeit ist ähnlich problematisch wie die der Optimierungskriterien. Es kann sich auch hier immer nur um einen Kompromiß handeln, der auf den jeweiligen Bestrahlungsfall abgestimmt sein muß.

Die Parameterabhängigkeit folgender Eigenschaften der Isodosenkurven soll untersucht werden:

1. Verhältnis Tumordosis zu Hautdosis,
2. Tiefenabhängigkeit der Isodosen,
3. Dosisgradient in Herdnähe.

Die Rechnungen werden weitgehend mit entsprechenden Isodosenkurven veranschaulicht. Zur Berechnung dieser Kurven wurde das Programm von POPP [17] verwendet. Es wurde vor der Rechnung durch Messungen an einem Plexiglasphantom getestet.

3. Hauptteil B:

Prüfung der Tiefendosisberechnung für ^{60}Co -Telegamma-
bestrahlung.

3.1. Das in Marburg verwendete Rechenprogramm von POPP.

Im Programm von RICHTER und SCHIRRMEISTER [20, 21, 22]
wird die von PFALZNER [14] empirisch ermittelte Be-
ziehung (1) zugrundegelegt:

$$D_{0,f}^A(t, 0, 0) = D_E(b) \cdot \left(\frac{b}{f+t}\right)^2 \cdot K(t) \cdot A^m(t) \quad (1)$$

Diese Beziehung gibt die Dosis im Zentralstrahl in der
Tiefe t für ein Kreisfeld der Fläche A und des Fokus-
Haut-Abstandes f an. $D_E(b)$ ist dabei die Normdosis im
Abstand b von der Strahlenquelle - gewöhnlich wird
 $D_E(b)$ für $b = f$, also an der Oberfläche, gleich 100
gesetzt - $K(t)$ und $m(t)$ sind empirisch ermittelte
Funktionen, die Messungen oder Tiefendosisstabellen ent-
nommen werden können. Eine Darstellung von $K(t)$ und $m(t)$
für ^{60}Co - Strahlung findet sich in [18] .

RICHTER und SCHIRRMEISTER multiplizierten diesen Aus-
druck mit einer Streufunktion F und einer Inhomogeni-
tätsfunktion B , um Streuung, Randabfall und Inhomogeni-
täten auch für Punkte zu berechnen, die außerhalb des

Zentralstrahls liegen. Während die Inhomogenitätsfunktion B sich theoretisch ermitteln läßt [22], ist die Ermittlung von F nur über Messungen möglich, die große Genauigkeit und hohen Aufwand erfordern. Nach POPP [17, 18] lassen sich diese Messungen umgehen, wenn man die Dosis für den Zentralstrahl beliebiger Rechteckfelder darstellt und die Rückstreuung an jedem beliebigen Punkt auch außerhalb des Zentralstrahls nach dem Superpositionsprinzip ermittelt.

Deshalb wird zunächst ein Korrekturterm eingeführt, der aus (1) die Dosis im Zentralstrahl beliebiger Rechteckfelder zu berechnen gestattet. Man erhält je nach Flächeninhalt (2a), (2b) oder (2c):

$$D_{\square, f}^{A, n}(t, 0, 0) = D_{O, f_0}^0(t) \cdot \left(\left(\frac{f+0,5}{f_0+0,5} \right) \cdot \left(\frac{f_0+t}{f+t} \right) \right)^2 + \\ + (1 + \alpha_1(n)) \cdot \sqrt{\frac{A}{20}} \cdot \left(D_E(b) \cdot \left(\frac{b}{f+t} \right)^2 \cdot K(t) \cdot 20^{m(t)} - \right. \quad (2a) \\ \left. - D_{O, f_0}^0(t) \cdot \left(\left(\frac{f+0,5}{f_0+0,5} \right) \left(\frac{f_0+t}{f+t} \right) \right)^2 \right)$$

$$D_{\square, f}^{A, n}(t, 0, 0) = D_E(b) \cdot \left(\frac{b}{f+t} \right)^2 \cdot K(t) \cdot A^{m(t)} \cdot \\ \cdot (1 + 4 m(t) \cdot \alpha_1(n) \cdot (1 - m(t))) \quad (2b)$$

$$D_{\square, f}^{A, n}(t, 0, 0) = D_E(b) \cdot \left(\frac{b}{f+t} \right)^2 \cdot K(t) \cdot 400^{m(t)} \cdot \\ \cdot \left(1 + \frac{2m(t)}{1-2m(t)} - \exp \left((2m(t)-1) \left(\sqrt{\frac{A}{400}} - 1 \right) \right) \right) \cdot \\ \cdot \left(\frac{2m(t)}{1-2m(t)} - 2m(t) \cdot \alpha_1(n) \cdot \left(\sqrt{\frac{A}{400}} - (2m(t)-1) \cdot \frac{A}{400} \right) \right) \quad (2c)$$

(2a) gilt für $0 \leq A \leq 20 \text{ cm}^2$

(2b) gilt für $20 \text{ cm}^2 \leq A \leq 400 \text{ cm}^2$

(2c) gilt für $A > 400 \text{ cm}^2$

n ist das Seitenverhältnis des betrachteten Rechteckfeldes.

$$\mathcal{R}_1(n) = \frac{1}{2} \sqrt{\frac{n}{\pi}} \ln \left(\frac{\sqrt{1+n^2} + 1}{\sqrt{1+n^2} - 1} \right) + \frac{1}{2} \sqrt{\frac{1}{n\pi}} \ln \left(\frac{\sqrt{1+n^2} + n}{\sqrt{1+n^2} - n} \right) - 1$$

$\mathcal{R}_1(n)$ berücksichtigt die Abhängigkeit vom Seitenverhältnis verwendeter Rechteckfelder.

Kennt man die Dosis für den Zentralstrahl eines beliebigen Rechteckfeldes, dann kennt man sie aufgrund des Superpositionsprinzips für jeden Punkt eines Rechteckfeldes. Danach ist die Streustrahlung, die von zwei verschiedenen Flächen auf einen Punkt gestreut wird, gleich der Summe der Streustrahlung der Einzelflächen. Betrachtet man einen beliebigen Punkt im Rechteckfeld, so wird dieser Punkt Eckpunkt von vier Rechtecken, wenn man durch ihn die Parallele zur x-Achse und y-Achse legt. Jedes dieser vier Rechtecke kann durch drei weitere kongruente Rechtecke so ergänzt werden, daß der Punkt P innerhalb der dadurch gebildeten neuen Rechtecke Zentralpunkt wird. Dann wird die Rückstreuung zu P in Wirklichkeit gleich dem vierten Teil des für jeden der ergänzten Rechtecke berechneten Rückstreuanteils sein. Da man den Rückstreuanteil des

jeweils ergänzten Gesamtrechteckes nach (2a), (2b), (2c) kennt, läßt sich folglich auch für die in Abb. 1 schraffierten Rechtecke die Rückstreuung berechnen. Eine empirische Ermittlung wird überflüssig. Dabei ergibt sich der weitere Vorteil, daß die Tiefenabhängigkeit der Rückstreuung und die Abhängigkeit der Rückstreuung vom Seitenverhältnis verwendeter Rechteckfelder automatisch erfaßt wird. Dies ist mit dem Programm nach RICHTER und SCHIRRMIEISTER nicht möglich.

Die Berücksichtigung der Inhomogenitäten erfolgt ebenfalls nach [22] .

Die Isodosenkurven werden nach einem Programm von BUSCH [3] ausgeplottet.

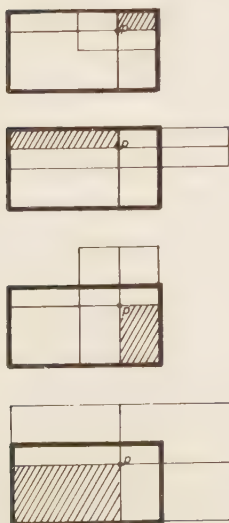


Abb. 1: Zerlegung
eines Rechteckfeldes
in vier Teilausschnitte

3.2. Messungen am Plexiglasphantom und Vergleich mit Rechnungen nach dem POPP'schen Programm.

Um eine Aussage darüber machen zu können, welche Genauigkeit man in der Praxis bei der Berechnung der Tiefendosisverteilung nach dem Verfahren von POPP erwarten kann, wurden Messungen an einem Plexiglasphantom durchgeführt und mit entsprechenden Rechnungen nach dem Programm verglichen.

Der Umriss des Phantoms ist beispielsweise aus Abb. 2 zu erkennen. An den Stellen, wo sich ein Querstrich und ein kurzer Längsstrich schneiden, sind kreisrunde Löcher in das Phantom gebohrt, die durch einen passenden Plexiglasstab dicht geschlossen werden können. Der Durchmesser dieses Loches hat die Größe eines Querstriches. In den Abb. 2, 4 und 6 ist nicht eingezeichnet, daß die Bohrungen in Wirklichkeit in gleicher Weise in der linken Hälfte des Phantoms angebracht sind.

Die Messungen wurden mit einer Ionisationskammer durchgeführt, die genau in die Bohrungen paßt und für ^{60}Co -Strahlung ausgelegt ist. Bei einem Fokus-Oberflächenabstand von 60 cm wurde der Zentralstrahl eines Stehfeldes mit einer Fläche von $10 \times 10 \text{ cm}^2$ an der Oberfläche in die Mittelachse des Phantoms justiert, indem in symmetrisch äquivalenten Bohrungen links und rechts von der Mittelachse möglichst übereinstimmende Meßergebnisse einer

Dosismessung vorlagen. Der Meßwert in der Mitte des Phantoms wurde willkürlich auf 100 Einheiten normiert, alle anderen Meßwerte darauf bezogen, sodaß jeder Wert das Verhältnis der Dosis im Meßpunkt zur Dosis im Mittelpunkt in Prozent angibt.

Mittelt man nach optimaler Justierung über die Abweichungen der so erhaltenen Meßwerte symmetrisch äquivalenter Meßpunkte von ihrem Mittelwert, dann erhält man einen mittleren Meßfehler von 1,2 Prozent. Der Maximalfehler beträgt etwa 5 Prozent der Normdosis. In dieser Größenordnung bewegt sich auch die maximale Abweichung der Meßwerte von den nach dem Programm von POPP berechneten Werten, sodaß eine innerhalb der Meßgenauigkeit nachgewiesene Übereinstimmung von Theorie und Experiment gesichert erscheint.

Dies erkennt man auch aus den Abb. 2, 4 und 6, wo die Meßwerte oberhalb der Querstriche den berechneten Werten unterhalb der Querstriche gegenübergestellt sind. Dabei wurden nach den Abb. 4 und 6 verschiedene Luftinhomogenitäten durch Herausziehen der Plexiglasstäbe an den Stellen erzeugt, die durch die Kreise gekennzeichnet sind. In den Abb. 3a, 5 und 7 sind die zur Tiefendosisberechnung gehörigen Isodosenkurven für die Probleme der Abb. 2, 4 resp. 6 eingezeichnet.

In Abb. 3b ist der Halbschatteneffekt berücksichtigt, der als spezifische Eigenschaft des Bestrahlungsgerätes theoretisch im allgemeinen nicht interessiert. Deshalb sind die Isodosen der Abb. 3a, 5 und 7 sowie die zur Demonstration der Parameterabhängigkeit berechneten Isodosen des folgenden Kapitels ohne Berücksichtigung dieses Effektes ermittelt. Zum Vergleich mit dem Experiment und damit auch in den Abb. 2, 4 und 6 ist die Halbschattenkorrektur jedoch durchgeführt.

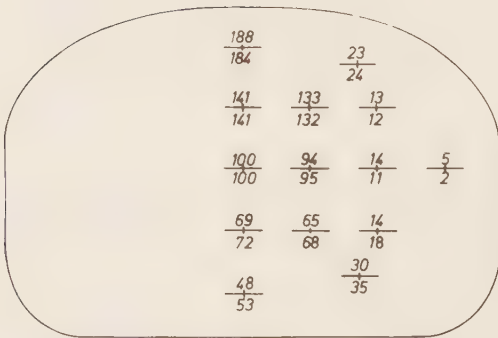


Abb.2: Dosisverteilung
im Plexiglasphantom ohne
Inhomogenität.

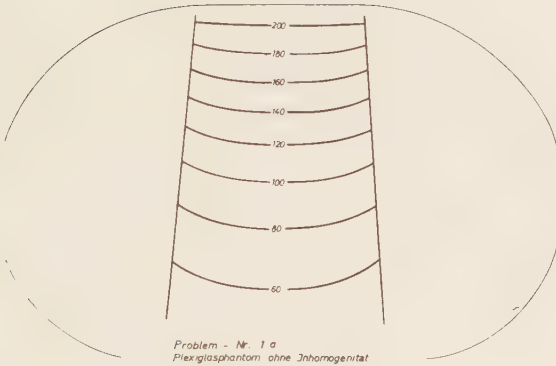


Abb. 3a

Isodosenverlauf
im Plexiglasphantom
ohne Inhomogenität

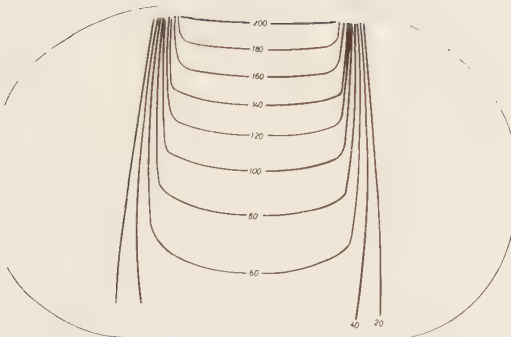


Abb. 3b

Isodosenverlauf
im Plexiglasphantom
ohne Inhomogenität
unter Berücksichtigung
des Halbschatten-
effektes

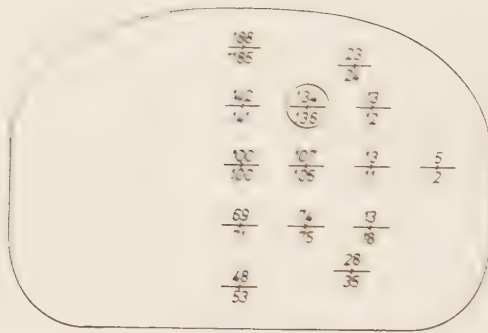


Abb. 4

Dosisverteilung im
Plexiglasphantom mit
Luftinhomogenität
seitlich oberhalb
des Tumors

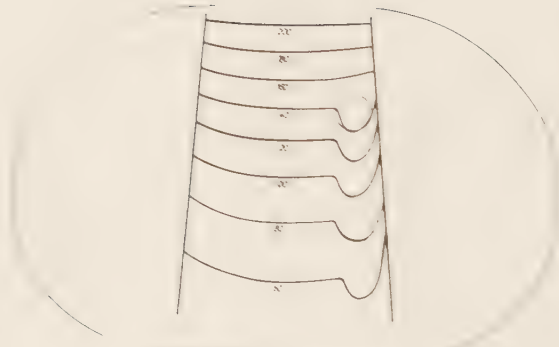


Abb. 5

Isodosenverlauf im
Plexiglasphantom mit
Luftinhomogenität
seitlich oberhalb
des Tumors

1.2.16 m. N. 1.2
Plexiglasphantom mit Luftinhomogenität
seitlich oberhalb des Tumors

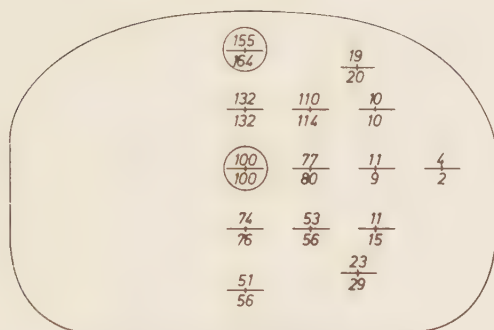


Abb. 6
Dosisverteilung im
Plexiglasphantom mit
Luftinhomogenität
oberhalb des Tumors
und im Tumor

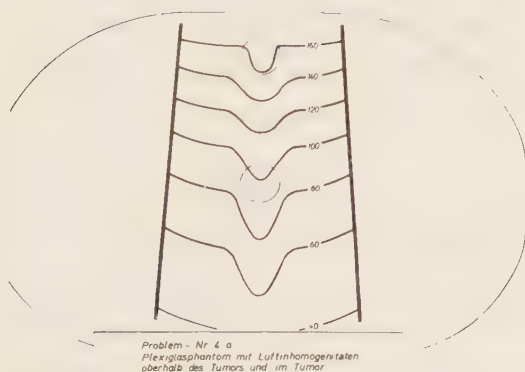


Abb. 7
Isodosenverlauf im
Plexiglasphantom mit
Luftinhomogenität
oberhalb des Tumors
und im Tumor

4. Hauptteil C:

Parameterabhängigkeit der Isodosen

Der Strahlentherapeut wird dem Optimierungsproblem um so eher gerecht, je subtiler seine Kenntnis über die Parameterabhängigkeit der Isodosenkurven ist. Diese ermöglicht ihm, die Vielfalt an möglichen Bestrahlungstechniken auf wenige sinnvoll anzuwendende Fälle einzuschränken.

Darüberhinaus erscheint es nützlich, neben Tiefendosis-tabellen und Standard-Isodosen-Atlanten einfache Schätzformeln zu verwenden, um zu einer qualitativen Vorstellung über mögliche Dosisverteilungen bei Variation von bestimmten Parametern zu kommen. Die schnelle Berechnung der Parameterabhängigkeit der Isodosenkurven ist überdies wichtig, wenn das Wechselspiel von medizinischer Erwägung von seiten des Therapeuten und der Lieferung physikalischer Information durch den Computer optimal funktionieren soll.

Für die klinische Praxis interessiert vor allem die Abhängigkeit der Dosisverteilung von Inhomogenitäten - wozu sowohl Gewebeinhomogenitäten als auch Keilfilter gehören - sowie das Verhalten der Dosisverteilung bei Superpositionen von Feldern.

Im folgenden soll das Verhalten der Isodosenkurven bei Variation der Parameter untersucht werden. Im Mittelpunkt der von POPP hergeleiteten Schätzformeln steht die Beziehung (1) von PFALZNER [14] .

4. 1. Inhomogenitäten

4. 1. 1. Erläuterung der errechneten Dosisverteilung

Als Inhomogenität wird im physikalischen Sinne eine Gewebeschicht bezeichnet, deren effektive Ordnungszahl und Elektronenkonzentration pro cm^3 von derjenigen des Muskelgewebes abweicht und in der damit andere Absorptions- und Streuverhältnisse vorliegen.

In der Tiefentherapie besitzen insbesondere das Knochen- und Lungengewebe als Inhomogenität die größte Bedeutung. Die Absorption im Knochen kann das 1,5-fache derjenigen im Muskel- oder Fettgewebe erreichen. Das führt dazu, daß das Gewebe hinter einem Knochen eine wesentlich geringere Dosis erhält. Die geringe Dichte der Lunge bewirkt dagegen eine verminderte Absorption im Lungengewebe und damit eine größere Belastung der dahinterliegenden Gewebeschichten.

Der Einfluß von Luft- und Knocheninhomogenitäten auf die Dosisverteilung wird durch entsprechende Aussparungen im Plexiglasphantom mit einem Durchmesser von 2 cm simuliert, die nacheinander, vor dem Tumor, seitlich

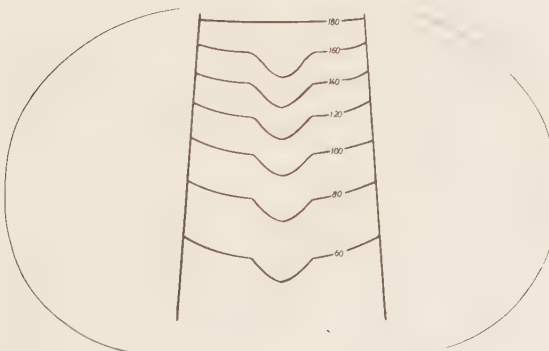
der hinter dem Tumor rechnerisch berücksichtigt werden.

Zum Vergleich sei auf die Abb 3 a und 3 b verwiesen, welche die Dosisverteilung eines senkrecht auf das Plexiglasphantom aufgesetzten Stehfeldes ohne Inhomogenitäten zeigen. Es soll hier nur festgehalten werden, daß in der Tiefe von etwa 10 cm gegenüber der Dosis an der Oberfläche ungefähr 50 % absorbiert worden sind. Die rechnerische Berücksichtigung des Halbschatteneffektes zeigt, daß der Dosisabfall im gesamten Halbschattengebiet nahezu linear ist.

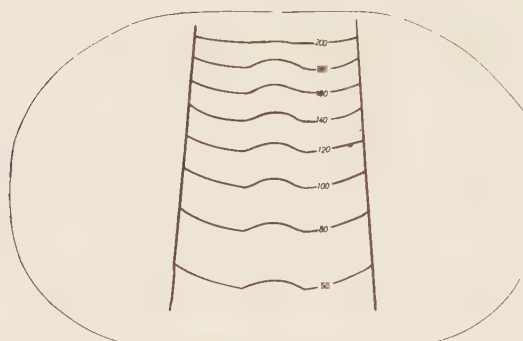
Abb. 8 zeigt die Auswirkung einer Luftinhomogenität oberhalb des Tumors. Luftinhomogenitäten entsprechen in den Absorptionsverhältnissen annähernd denen von Lungengewebe. Es ergeben sich Ausbauchungen der Isodosenlinien im Bestrahlungsbereich der Inhomogenität, wobei sämtliche Linien um etwa 10 - 20 % zur Tiefe hin verschoben sind. Die Verschiebung nimmt zur Tiefe hin ab. Entsprechend zeigt Abb. 9 eine Knocheninhomogenität oberhalb des Tumors im Sinne einer Ausbauchung der Isodosenlinien im geometrischen "Schatten" der Inhomogenität zur Oberfläche hin. Hier beträgt die Abweichung hinter der Inhomogenität maximal etwa 8 % und nimmt wiederum zur Tiefe hin ab. Abb. 10 zeigt die Auswirkung einer Luftinhomogenität in der Mitte des Phantoms. Die Ausbauchung zur Tiefe hin ist geringer als bei ober-

flächlicher Position der Inhomogenität. Erwartungsgemäß sehen wir in Abb. 11, daß eine Knocheninhomogenität in Phantommitte eine relativ flache Ausbauchung der Linien zur Oberfläche hin verursacht. Die Addition zweier Luftinhomogenitäten unter der Oberfläche und Phantommitte führt zur Verteilung in Abb. 7. Liegt die Luftinhomogenität seitlich am Feldrand, so führt dies zum Muster der Abb. 5.

Abb. 8 Isodosenverlauf im Plexiglasphantom mit Luftinhomogenität oberhalb des Tumors.



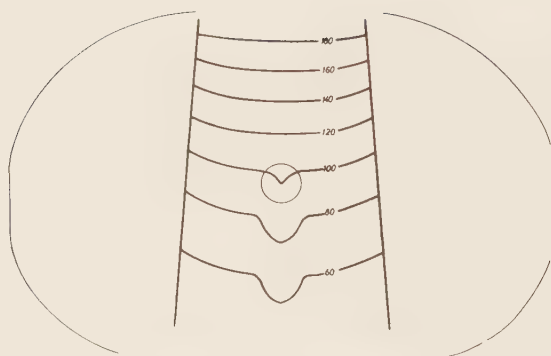
Problem - Nr. 2 a
Plexiglasphantom mit Luftinhomogenität
oberhalb des Tumors



Problem - Nr 2 b
Plexiglasphantom mit Knocheninhomogenität
oberhalb des Tumors

Abb.9

Isodosenverlauf im
Plexiglasphantom mit
Knocheninhomogenität
oberhalb des Tumors

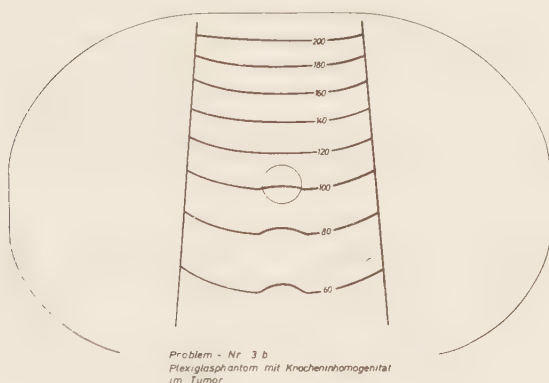


Problem - Nr 3 a
Plexiglasphantom mit Luftinhomogenität im
Tumor

Abb.10

Isodosenverlauf im
Plexiglasphantom mit
Luftinhomogenität im
Tumor

Abb. 11 Isodosenverlauf im Plexiglas-Phantom mit Knocheninhomogenität im Tumor



4. 1. 2. Quantitative Beschreibung mit Hilfe von Schätzformeln nach POPP

Für Näherungsbetrachtungen genügt die Abschätzung allein des Absorptionsverhaltens der Gewebe-Inhomogenitäten. Eine explizite Berechnung wird erst bei Verwendung von Keilfiltern interessant. Zur Abschätzung des Tiefendosisgradienten hat POPP [19] aus der Beziehung der Tiefendosis (1) nach PFALZNER [14] eine einfache Formel hergeleitet. Aus der Ableitung

$$\frac{\delta D}{\delta t} = D \cdot \left(\frac{-2}{f+t} + \frac{1}{K} \cdot \frac{\delta K}{\delta t} + \frac{\delta m}{\delta t} \cdot \ln A + m \cdot \frac{1}{A} \cdot \frac{\delta A}{\delta t} \right) \quad (5)$$

ergibt sich durch eine vereinfachte Darstellung des Gradienten die Schätzformel:

$$\frac{\delta D}{\delta t} \approx -D \cdot d'(f, t, A) \quad (4)$$

mit

$$d'(f, t, A) = \frac{2}{f+t} + 0,085 + (t-10) \cdot 0,0015 - 0,015 \log A$$

4. 1. 3. Klinische Bedeutung von Inhomogenitäten

In der Klinik spielen körpereigene Inhomogenitäten vor allem bei der β -Strahlung eine wichtige Rolle. Elektronen im Bereich von 9 - 15 MeV werden schon durch kleine Inhomogenitäten wie Rippen so abgelenkt, daß eine rechnerische Dosierung unmöglich wird. Aber auch für die wesentlich durchdringungsfähigere ^{60}Co -Strahlung können Inhomogenitäten in einigen Körperregionen bedeutend sein. Bei der Therapie des Bronchialkarzinoms werden im allgemeinen zwei Felder ap und pa angewendet, sodaß das Mediastinum und der angrenzende Teil der Lunge durchstrahlt wird. Wegen der geringen Absorptionsfähigkeit der Lunge kommt es zu relativen Dosisspitzen bis etwa 130 % gegenüber 100 %

in der Mitte des Mediastinums. An der Schädelbasis bewirken die Knocheninhomogenitäten des Gesichts- und Hirnschädels eine nicht unerhebliche Verformung der Isodosenlinien.

4. 2. Keilfilter

4. 2. 1. Erläuterung der errechneten Dosisverteilung

Keilfilter sind Schwächungsfilter, deren Dicken sich über die Feldbreite ändern, sodaß die Isodosenlinien gegenüber der Körperoberfläche geneigt werden. Als erster verwendete TULLEY [34] Bleikeilfilter in der ^{60}Co - Teletherapie. Der Neigungswinkel der Isodosenlinien ist bei gleicher Energie abhängig vom Material des Filters, dem Keilwinkel und dem Quellen-Keil-Abstand. In der Hochvolttherapie bringt man die Keilfilter in einem Abstand mindestens 20 cm von der Haut an, um den hautschonenden Aufbaueffekt der Gammastrahlung nicht durch Sekundärelektronen zu zerstören.

Wichtige Hilfsmittel sind die Keilfilter in der Mehrfeldertechnik, insbesondere in der Zweifeldertechnik. Bei der Bestrahlung eines Herdes mit mehreren Feldern ist es nicht immer möglich, eine gleichmäßige Dosisverteilung zu erreichen. Einerseits treten Dosisüberhöhungen im Bereich zwischen Herd und Oberfläche auf, andererseits ist auch die Dosis im Überschneidungsgebiet

der Felder nicht homogen. Durch Verwendung von Keilfiltern kann man diese Nachteile weitgehend ausschalten. Form und Lage des durch Keilfilter homogenisierten Dosisbereiches sind vom Neigungswinkel der Felder abhängig. Der Abstand zweier Felder beeinflusst die Tiefenlage dieses Bereiches, und die Feldgröße ist für die Ausdehnung verantwortlich.

Die folgenden Abbildungen sollen den Einfluß von Keilfiltern auf die Dosisverteilung bei Stehfeldbestrahlung demonstrieren.

Abb. 12 zeigt die Verformung eines Stehfeldes am Plexiglasphantom durch Anwendung eines Keilfilters mit der Steigung von 15° . Bei dieser Steigung beträgt der Neigungswinkel der Isodosen etwa 45° . Die Folge der Abb. 13 - 16 verdeutlicht die Abhängigkeit der Ablenkung der Isodosenlinien von der Keilfiltersteigung. Dabei zeigt sich mit zunehmender Steigung eine zunehmende Ablenkung.

Abb. 17 zeigt das Verteilungsmuster bei zwei senkrecht zueinander stehenden Stehfeldern am Kreisphantom ohne Keilfilter. In der oberflächennahen Ecke des Überschneidungsbereiches entsteht eine Dosis Spitze mit 120 % gegenüber 60 % der Dosis in der gegenüberliegenden Ecke in der Tiefe.

Ähnliche Verhältnisse ergeben sich am Ellipsenphantom der Abb. 18, wie es der Anwendung zweier rechtwinkliger Stehfelder am Schädel entsprechen würde.

Eine Umkehrung der Verhältnisse läßt sich erzwingen durch Einsetzen von Keilfiltern mit hoher Steigung, wie es in Abb. 19 deutlich wird. Die oberflächennahe Ecke der Überschneidungszone liegt nun im Bereich der 60 - 80 % - Isodose, die gegenüberliegende tiefe Ecke wird mit 100 - 120 % belastet. Gleichzeitig tritt eine unerwünschte Dosisspitze bis 160 % auf der Haut im Bereich der Keilfilterspitze auf. Die Abbildung zeigt übertrieben die Entstehung einer nicht tolerablen Hautbelastung am Spitzenende eines Bleikeiles.

Es kommt also darauf an, durch geschickte Wahl und Anordnung der Keile sowohl die überhöhte Hautbelastung zu vermeiden, als auch eine Homogenisierung der Isodosen im Überschneidungsbereich zu erreichen. Dies gelingt, wenn man die Keilfilterspitze nur bis zur Feldmitte vorschiebt. Abb. 20 verdeutlicht die Dosisverteilung am Kreisphantom mit zwei Stehfeldern und Keilfiltern, die in der Mitte angesetzt sind und eine Steigung von 30° aufweisen. Im Vergleich zu Abb. 17 entsteht so eine relativ gleichmäßige Auslastung im Überschneidungsbereich der Felder, die oberflächennahe Dosisspitze ist verschwunden. Die hohe Dosisspitze auf der Haut an der

dünnen Seite des Keilfilters, wie sie Abb. 19 aufweist, ist ebenfalls vermieden worden. Jedoch entsteht eine mit 80 - 100 % belastete Zone, die sich über den Überschneidungsbereich hinaus in beide Feldrichtungen erstreckt.

Ein weiterer Schritt zu einer günstigeren Dosisverteilung ist die Erhöhung der Keilfiltersteigung - Abb 21 - auf 60° . Jetzt ist der Überschneidungsbereich annähernd gleichmäßig mit der 80 % - Isodose ausgelastet.

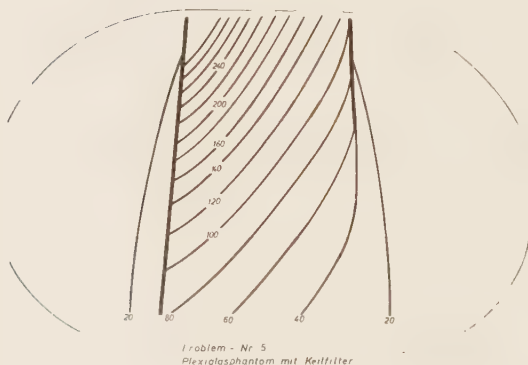
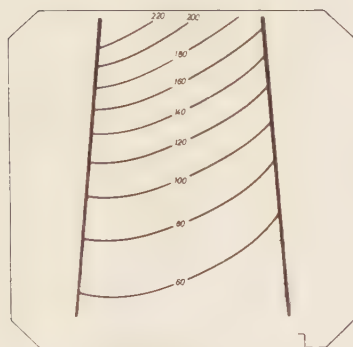


Abb. 12
Isodosenverlauf im
Plexiglasphantom mit
Keilfilter
(15° Steigung)



Problem - Nr 20 a
Rechteckphantom mit Keilfiltern
verschiedener Steigung (5°)

Abb. 13

Isodosenverlauf im
Rechteckphantom mit
Keilfiltern ver-
schiedener Steigung
(5°)

Problem - Nr 20 b
Rechteckphantom mit Keilfiltern
verschiedener Steigung (10°)

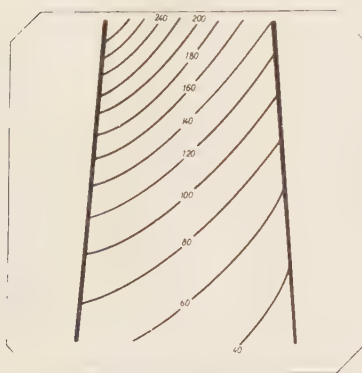


Abb. 14

Isodosenverlauf im
Rechteckphantom mit
Keilfiltern ver-
schiedener Steigung
(10°)

Problem - Nr 20 c
Rechteckphantom mit Keilfiltern
verschiedener Steigung (15°)

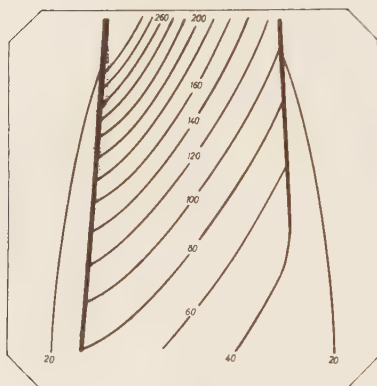


Abb. 15

Isodosenverlauf im
Rechteckphantom mit
Keilfiltern ver-
schiedener Steigung
(15°)

Problem - Nr 20 d
Rechteckphantom mit Keilfiltern
verschiedener Steigung (20°)

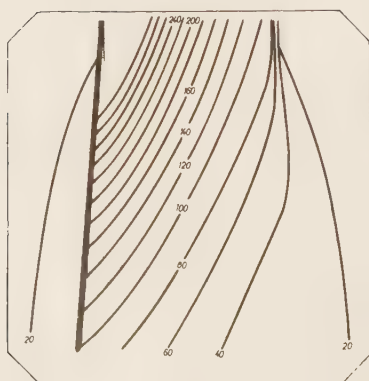
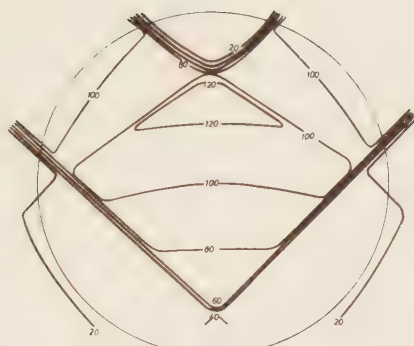


Abb. 16

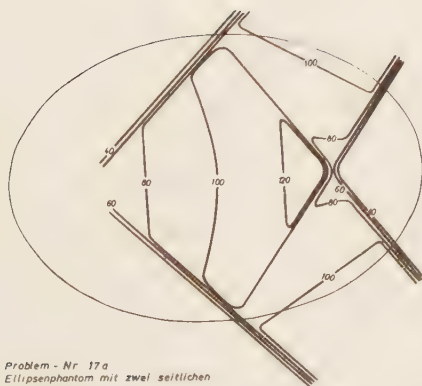
Isodosenverlauf im
Rechteckphantom mit
Keilfiltern ver-
schiedener Steigung
(20°)



Problem - Nr 15
Kreisphantom mit zwei seitlichen
Stehfeldern

Abb. 17

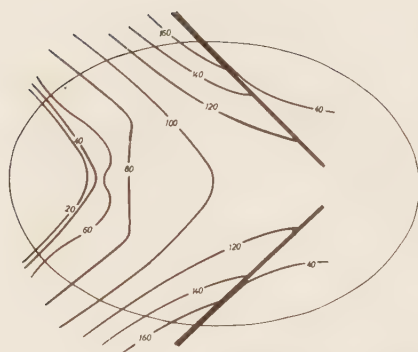
Isodosenverlauf im
Kreisphantom mit
zwei seitlichen
Stehfeldern



Problem - Nr 17a
Ellipsenphantom mit zwei seitlichen
Stehfeldern

Abb. 18

Isodosenverlauf im
Ellipsenphantom mit
zwei seitlichen
Stehfeldern



Problem - Nr. 17 b
Ellipsenphantom mit zwei seitlichen
Stehfeldern mit Keilfiltern

Abb. 19

Isodosenverlauf im
Ellipsenphantom mit
zwei seitlichen
Stehfeldern mit
Keilfilter
(30° Steigung)

Problem - Nr. 21 a
Kreisphantom mit zwei Stehfeldern und Keilfiltern,
die in der Mitte angesetzt sind (30° Steigung)

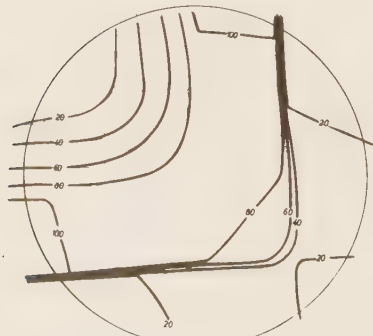


Abb. 20

Isodosenverlauf im
Kreisphantom mit
zwei Stehfeldern und
Keilfiltern, die in
der Mitte angesetzt
sind
(30° Steigung)

Problem - Nr 21 b
Kreisphantom mit zwei Stehfeldern und Keilfiltern,
die in der Mitte angesetzt sind (60° Steigung)

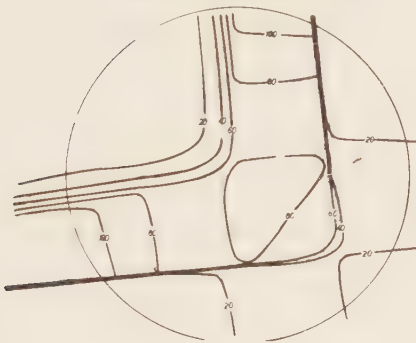


Abb. 21 Isodosenverlauf im Kreisphantom
mit zwei Stehfeldern und Keilfiltern,
die in der Mitte angesetzt sind
(60° Steigung)

4. 2. 2. Quantitative Beschreibung mit Hilfe von Schätzformeln nach POPP

Zur Berechnung der Änderung eines Dosiswertes nach
Anwendung eines Keilfilters im Stehfeld verwendet
man günstigerweise die Formel:

$$\frac{D_m(t,a)}{D_o(t,a)} = e^{-\mu_K h_K \cdot \rho(\alpha, \beta_K, \gamma_K)} \approx 1 - h_K \cdot \rho \quad (5)$$

Die Symbole bedeuten:

$D_m(t,a)$, Dosis mit Keilfilter in der Tiefe t
und im Abstand a vom Zentralstrahl

$D_o(t,a)$, Dosis ohne Keilfilter in der Tiefe t
und im Abstand a vom Zentralstrahl

h_K , Dicke des Keilfilters für den Zen-
tralstrahl

Mit μ_k , dem Absorptionskoeffizienten des Keilfilters, q_k , dem Abstand des Keilfilters von der Strahlenquelle, f , dem Fokus-Haut-Abstand, α_k , dem Steigungswinkel des Keilfilters und $\frac{b_0}{2}$, der halben Feldbreite an der Oberfläche, errechnet sich h_k wie folgt:

$$h_k = \frac{q_k}{f} \cdot \lg(\alpha_k) \cdot \frac{b_0}{2} \quad (6)$$

In der Positionsfunktion $p(\alpha, \beta_k, \gamma_k)$ macht β_k eine Angabe über die Steigungsrichtung des Keilfilters. Vom Tumor aus gesehen bedeutet $\beta_k = +1$ vereinbarungsgemäß einen Anstieg von links nach rechts und $\beta_k = -1$ einen Anstieg von rechts nach links. γ_k ist eine Zahl zur Kennzeichnung der Relativlage des Keilfilters im Stehfeld. Für die Verschiebung der Keilfilterspitze von der linken bis zur rechten Feldbegrenzung vom Tumor aus gesehen, soll der Wert γ_k von -1 bis $+1$ laufen.

Eine Abschätzung des Verhaltens der Positionsfunktion - wir unterscheiden dabei zwei Fälle - ergibt sich wie folgt:

1. Der Zentralstrahl durchschneidet den Keilfilter; die Steigung des Keilfilters kann von rechts nach links oder von links nach rechts erfolgen. In beiden Fällen ist $\beta_k \cdot \gamma_k \leq 0$.

Dann ist:

$$\begin{aligned} \rho(\alpha, \beta_K, \gamma_K) &= \frac{2\alpha}{b} \cdot \beta_K \quad \text{für} \quad \frac{2\alpha}{b} \cdot \beta_K > \beta_K \cdot \gamma_K \\ \rho(\alpha, \beta_K, \gamma_K) &= \beta_K \cdot \gamma_K \quad \text{für} \quad \frac{2\alpha}{b} \beta_K \leq \beta_K \cdot \gamma_K \end{aligned} \quad (7)$$

2. Der Zentralstrahl durchschneidet den Keilfilter nicht, d.h. der Filter ist nicht bis zur Mitte des Feldes eingeschoben. In diesem Fall ist

$$\beta_K \cdot \gamma_K > 0$$

Dann ist:

$$\begin{aligned} \rho(\alpha, \beta_K, \gamma_K) &= \frac{2\alpha}{b} \beta_K - \beta_K \gamma_K \quad \text{für} \quad \frac{2\alpha}{b} \beta_K > \beta_K \cdot \gamma_K \\ \rho(\alpha, \beta_K, \gamma_K) &= 0 \quad \text{sonst} \end{aligned} \quad (8)$$

Wenn die Breite des Keilfilters gleich der Breite des Feldes ist, erfolgt die in Abb. 13 - 16 dargestellte Neigung der Isodosenlinien gegenüber den Linien ohne Keilfilter. Der Drehwinkel φ_K im Zentralstrahl läßt sich nach (9) abschätzen:

$$\varphi_K \approx \arctg \frac{\mu_K \cdot \gamma_K \cdot \lg \alpha_K}{2 + (f + t_0)(0,085 - 0,015 \lg A)} \quad (9)$$

4. 2. 3. Keilfilter in der Klinik

Keilfilter können in der Klinik stets zweckmäßig angewendet werden, wenn der Winkel zweier Stehfelder wesentlich von 180° abweicht. In der Praxis wird man meist rechtwinklig angeordnete Stehfelder zur Anwendung bringen. Ein Beispiel hierfür ist die Bestrahlung eines Hirntumors, der verhältnismäßig weit von der Sagittalebene entfernt liegt. Bei Anwendung opponierender Felder wäre die Strahlenbelastung gesunden Hirngewebes sehr groß. Darum empfiehlt es sich, zwei rechtwinklig angeordnete Stehfelder mit Keilfiltern anzusetzen. Die geeignete Wahl des Steigungswinkels und ihrer Position sorgt für die Gleichmäßigkeit der Strahlenbelastung im Überschneidungsbereich (vergleiche Abb. 20).

Ein weiteres Beispiel ist die Bestrahlung von Tumoren an der Schädelbasis, bzw. in Höhe der Orbitae. Hier wird günstigerweise ein a p - angesetztes Feld kombiniert mit einem um 90° gewinkelten seitlichen Feld, dessen Strahlengang den Augapfel der Gegenseite nicht schädigt. Auch hier werden geeignete Keilfilter angesetzt.

Bei der Bestrahlung von Nierentumoren, insbesondere des rechten Nierenlagers, wird häufig über Stehfelder von dorsal, lateral und ventral eingestrahlt. Das ventrale Feld verursacht fast immer eine massive Leberbelastung, zumal die Toleranz dieses Organs sehr gering ist.

Überdies ist bei Adipositas die Entfernung vom Eintrittspunkt des Bauchfeldes bis zum Nierenlager so groß, daß nur etwa ein Drittel oder weniger der Oberflächendosis im Herdbereich ankommt. In solchen Fällen sollte auf das ventrale Feld verzichtet werden. Will man die Gesamtdosis über Rücken- und Seitenfeld einstrahlen, so bekommt die "heiße" Zone im vorderen Überschneidungsbereich klinische Bedeutung. Es sollten darum Keilfilter verwendet werden. Die Hautbereiche unter dem Keilfilter werden dadurch unterschiedlich belastet, unter dem dünneren Ende entsteht eine höhere Hautbelastung. Wenn die Abschätzung ergibt, daß eine solche Mehrbelastung der Haut zu einer Strahlenschädigung führen könnte, empfiehlt es sich, die Steigung des Keilfilters zu erhöhen und dieses nur teilweise in das Feld einzuschieben (Abb. 20, 21).

Beim in die Pleurahöhle metastasierenden Mammakarzinom, beim inoperablen Mammakarzinom und auch bei der postoperativen Bestrahlung des Mammakarzinoms mit Telekobaltgeräten werden tangentialer Felder verwendet, die die Thoraxwand bis zu einer Tiefe von 6 - 8 cm durchschneiden. Wenn auch die Hautbelastung nach exakter Berechnung die Dosis in etwa 5 cm Gewebstiefe nicht wesentlich übersteigt, so fällt doch bei tangentialer Bestrahlung der hautschonende Aufbaueffekt weg, der bei orthogonaler Einstrahlung wohl dazu führt, daß

erstaunlich große Oberflächendosen toleriert werden. Aus der klinischen Beobachtung weiß man, daß es bei tangential angesetzten Feldern früher zur Epitheliolyse kommt als bei orthogonalen. Auch hier sollte darum eine ausreichende Homogenisierung mittels Keilfilter diskutiert werden.

Ein weiteres Beispiel für die Anwendung von Keilfiltern ist die Bestrahlung der Harnblase. Beim Blasenkarzinom kann über zwei rechtwinklig angeordnete von der Sagittalebene nach links und rechts ausgekippte Stehfelder mit Keilfilter bestrahlt werden. Diese Feldanordnung kommt allerdings nur zur Anwendung, wenn keine Tumordinfiltration in die Tiefe des Beckenraumes erfolgt.

4. 3. Superposition

4. 3. 1. Erläuterung der errechneten Dosisverteilung

Bei allen tiefliegenden Herden ergibt sich aus der physikalischen Eigenschaft der ^{60}Co - Strahlung und aus den Dimensionen des menschlichen Körperschnittes die Notwendigkeit, mehrere Stehfelder anzuwenden.

Die Dosisverteilung eines einzelnen Feldes, welche im wesentlichen der Tiefendosiskurve entspricht, ist nicht optimal und wird nur in Ausnahmefällen angewendet. Das ist der Fall bei Herden an der Oberfläche, da dann die am Herd erreichbare Dosis in einem erträglichen

Verhältnis zu der im mitbestrahlten gesunden Gewebe steht.

Wird die Kreuzfeuerteknik, d.h. Superposition mehrerer Stehfelder, angewandt, so verteilt sich die Oberflächen-dosis auf mehrere Hautfelder. Dadurch wird ohne Überschreitung der Hauttoleranz eine therapeutische Herddosis erreicht.

Bei der Anordnung der Felder sollte auf folgende Punkte geachtet werden:

1. Die einzelnen Felder müssen in einem so großen Abstand voneinander angelegt werden, daß sich an den Stellen, an denen sich die Randstrahlen benachbarter Felder überschneiden, nicht übermäßig hohe, das subcutane Gewebe irreversibel schädigende Dosen, sog. "hot spots", ergeben.
2. Strahlenempfindliche Organe wie Leber, Milz, Knochenmark, Auge u.a. sollten nach Möglichkeit nicht im Strahlengang liegen.
3. Es sollten Einstrahlrichtungen vermieden werden, bei denen der Herd zu tief liegt, d.h. die Dicke des durchstrahlten gesunden Gewebes zu groß ist.
4. Aus strahlenökonomischen Gründen sollte nicht durch schwächende Knochenschichten eingestrahlt werden.

5. Zur Optimierung der Dosisverteilung sollten gegebenenfalls Keilfilter benutzt werden.

Zwei Felder kann man so superponieren, daß sich bis auf eine schmale Randzone völlige Überschneidung ergibt. Dabei setzt sich die Oberflächenbelastung aus der Oberflächendosis des einen Feldes und der Austrittsdosis des anderen Feldes zusammen.

Diese Methode opponierender Stehfelder gewährleistet eine annähernd homogene Durchstrahlung des in der Feldzone befindlichen Gewebes - wie Abb. 22 am Quadratphantom deutlich zeigt. Die Dosis nimmt an den gegenüberliegenden Oberflächen nur um etwa 30 % im Vergleich zur Tumordosis zu. Das bedeutet für alle im Strahlengang liegenden Organe eine Belastung von mindestens Tumordosisgröße. Häufig kommt jedoch diese Dosisverteilung der Forderung des Therapeuten entgegen, die Lymphabflußgebiete mitzubestrahlen, um so lymphogene Metastasen erfassen zu können.

Bilden die Zentralstrahlen zweier Stehfelder einen Winkel, der wesentlich von 180° abweicht, muß man erwarten, daß die Dosisverteilung innerhalb des Überschneidungsgebietes beider Felder inhomogen wird. Abb. 17 und 18 zeigen diese Art der Superposition für einen spitzen Winkel an einem Kreisphantom und im Vergleich dazu an einem Ellipsenphantom.

Es erweist sich, wie schon bei Verwendung von Keilfiltern gezeigt wurde, daß sich Dosismaximalwerte im Überschneidungsbereich ergeben. Es bildet sich oberhalb des Schnittpunktes der Zentralstrahlen eine Dosisspitze, die doppelt so hoch ist wie die Dosis am oberflächenfernen Schnittpunkt des Strahlenkegel. Das Verhältnis dieser charakteristischen Punkte besteht auch am Ellipsenphantom. Die vom Kreis abweichende Oberfläche der Ellipse geht nur in Gestalt einer unerheblich abweichenden Wölbung der Isodosen ein.

Eine Homogenisierung der Dosisverteilung und damit ein Ausgleich der Dosiserhöhung ist - wie demonstriert - mit Keilfiltern geeigneter Abmessung möglich.

Ein drittes Feld kann mit zwei schon vorhandenen Feldern nach grundsätzlich zwei verschiedenen Methoden überlagert werden, nämlich

1. so, daß die Strecken der drei Zentralstrahlen von der Oberfläche bis zum gemeinsamen Schnittpunkt auf nur einer Seite einer Halbebene liegen, oder
2. so, daß eine dieser Strecken immer auf der anderen Seite aller möglichen Halbebenen (der Schnittebene) liegt wie die beiden entsprechenden anderen Strecken.

In Abb. 23 ist der erste Fall dargestellt, in Abb. 24 der zweite und in Abb. 25 eine Sonderform des zweiten Falles, die sog. "Mercedes-Stern-Methode".

Im ersten Fall wird die " heiße Zone " der zwei Felder, deren Zentralstrahlen den größten Schnittwinkel miteinander bilden, durch das dazwischenliegende dritte Feld noch verstärkt. Es ergibt sich ein Verhältnis von 140 : 60 in der hautnahen und - fernen Spitze. Außerdem entstehen Dosisspitzen um 120 % in den Überschneidungswinkeln der beiden Außenfelder mit dem Zwischenfeld in Nähe der Hautoberfläche. Diese können durch Keilfilter an den Randzonen des Zwischenfeldes abgebaut werden, sodaß gegenüber der Zweifeldermethode gleichzeitig eine Entlastung der Hautoberfläche resultieren kann. Eine zusätzliche Entlastung der durch die Außenfelder entstandenen Dosisspitzen wird durch den Einsatz von Keilfiltern für die beiden Außenfelder nach dem bereits beschriebenen Verfahren erreicht.

Im zweiten Fall wird die " heiße Zone " der beiden vorhandenen Felder durch das dritte Feld abgebaut. Man erkennt, daß in diesem Fall eine Homogenisierung der Dosis im gesamten Überschneidungsbereich möglich wird. Die 100 % - Isodose ist infolge der unsymmetrischen Felderanordnung in Richtung der beiden Felder mit dem gemeinsamen kleineren Winkel - in diesem Fall 90° - verschoben.

Bei symmetrischer Anordnung von drei Feldern, also der " Mercedes-Stern-Methode " ist eine besonders gute

Homogenisierung in der Überschneidungszone erreicht. Die 100 % - Isodose umfaßt als Fünfeck ein relativ großes homogenes Maximum.

Mit zunehmender Zahl der Stehfelder wird die Oberflächenbelastung immer günstiger verteilt und im Überschneidungsbereich eine ausgedehnte homogene Herddosis mit starkem Abfall der Strahlenbelastung zur Umgebung erreicht. Diese Tendenz wird deutlich in Abb. 26, welche die Bestrahlung eines Quadratphantoms mit vier symmetrisch angeordneten Feldern zeigt. Denkt man sich die Anzahl der superponierten Felder weiter vermehrt, so kommt man zur Pendelbestrahlung, die sich als Überlagerung unendlich vieler Stehfelder konstruieren läßt.

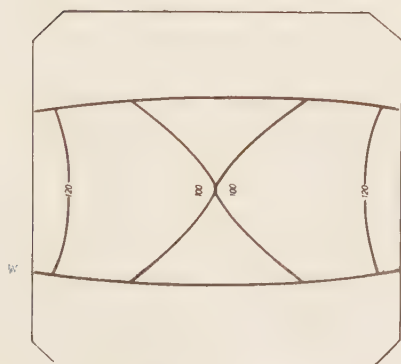
Im allgemeinen muß der Strahlentherapeut für den individuellen Fall folgende Entscheidung treffen:

Wünscht er eine gleichmäßige Durchstrahlung mittels opponierender Felder mit hoher Belastung der im Strahlengang liegenden Organe,

oder will er mit Hilfe vieler Stehfelder ein annähernd optimal bestrahltes Herdgebiet erzielen, wobei der steile Dosisabfall zwar Nachbarorgane schont, Lymphabflußgebiete jedoch nicht mit einer Tumorvernichtungsdosis erreicht.

Diese Entscheidung wird beeinflußt durch Tumorausdehnung, Tumortiefe, topographische Beziehung zu Nachbarorganen und Metastasierungsmodus.

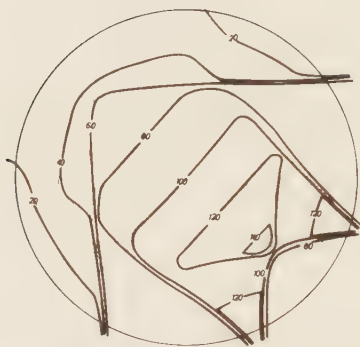
In der Praxis sind Bestrahlungen eines Herdes mit mehr als sechs Feldern unvorteilhaft, weil die Reproduzierbarkeit nur schwer gewährleistet ist. Durch Einstellfehler wird leicht die geplante Dosisverteilung verfälscht. Man kann vergleichbare Dosisverteilungen einfacher mit der Bewegungsbestrahlung erreichen, bei der man allerdings eine höhere Integraldosis in Kauf nehmen muß.



Problem - Nr. 13
Quadratphantom mit zwei opponierenden
Stehfeldern

Abb. 22

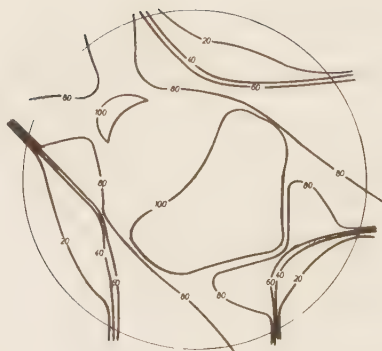
Isodosenverlauf im
Quadratphantom mit
zwei opponierenden
Stehfeldern.



Problem-Nr. 22 a
Dreifeldermethode: Felder im spitzen Winkel

Abb. 23

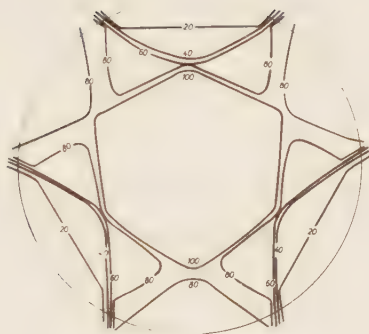
Isodosenverlauf im
Kreisphantom bei der
Dreifeldermethode:
Felder im spitzen
Winkel.



Problem-Nr. 22 b
Dreifeldermethode: Felder im stumpfen Winkel

Abb. 24

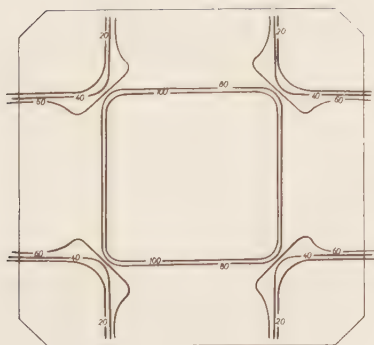
Isodosenverlauf im
Kreisphantom bei der
Dreifeldermethode:
Felder im stumpfen
Winkel.



Problem - Nr 16
Kreisphantom mit drei Stehfeldern
(Mercedes-Stern-Methode)

Abb. 25

Isodosenverlauf im
Kreisphantom bei der
"Mercedes-Stern-Methode"



Problem - Nr 14
Quadratphantom mit vier Stehfeldern

Abb. 26

Isodosenverlauf im
Quadratphantom mit vier
symmetrisch angeordneten
Feldern.

4. 5. 2. Quantitative Beschreibung mit Hilfe von Schätzformeln nach P o p p.

Rechnerisch erfolgt eine Charakterisierung der Dosis-
verteilung bei zwei spitzwinklig angeordneten Stehfeldern
durch den Vergleich des oberflächennahen Maximalwertes
mit dem oberflächenfernen Maximalwert nach der Formel:

$$D_{\min}^{\max} = 100 \cdot \left(1 \pm \frac{b}{2} \left(\frac{1}{\sin \alpha_s} + \frac{1}{\tan \alpha_s} \right) d'(f, t, A) \right) \quad (10)$$

mit $d'(f, t, A)$ nach (4)

Aus (10) erhält man die Beziehung (11), die eine Ab-
schätzung der Maximal- und Minimalwerte im Über-
schneidungsbereich dreier Felder erlaubt, wenn man
sich auf den für die qualitative Diskussion ausrei-
chenden Sonderfall beschränkt, daß der Zentralstrahl
des dritten Feldes den Winkel α_s der beiden übrigen
Zentralstrahlen halbiert:

$$D_{\min}^{\max} = 100 \cdot \left(1 \pm \frac{b}{6} \left(\frac{2}{\sin \alpha_s} + \frac{2}{\tan \alpha_s} \pm \frac{1}{\sin \alpha_{\frac{s}{2}}} \right) \cdot d'(f, t_0, A) \right) \quad (11)$$

Dabei ist zur Vereinfachung ferner angenommen, daß alle drei Felder gleich groß sind und gleiche Tumertiefe aufweisen. Das $\oplus$ - Zeichen vor dem Term $\frac{1}{\sin \alpha_{\frac{1}{2}}}$ gilt im ersten Fall, das $\ominus$ - Zeichen im zweiten.

Die erforderliche Felderzahl bei Planung einer Kreuzfeuerbestrahlung sollte man nach WACHSMANN [36] zweckmäßigerweise stets aus der gewünschten Herddosis HD, der zulässigen Oberflächendosis OD und der relativen Tiefendosis rel TD der zur Verfügung stehenden Strahlung folgendermaßen berechnen:

$$Z = \frac{HD}{OD \cdot \text{rel TD}} \quad (12)$$

Gleichung (12) hat nur Gültigkeit, bis die Patientenoberfläche von allen Stehfeldern bedeckt ist. Aus (12) läßt sich das günstigste Verhältnis HD / OD bestimmen, das überhaupt zu erreichen ist.

4. 3. 3. Superpositionen in der Klinik

Für die Klinik ergibt sich aus der Berechnung der Dosisverteilung bei superponierten Feldern, daß insbesondere die opponierende Zweifeldertechnik für die homogene Durchstrahlung von Herden mit großen Abmessungen

geeignet ist bzw. von solchen, die praktisch den ganzen Durchmesser des bestrahlten Körperteils einnehmen. Besonders bei der Bestrahlung des Bronchialkarzinoms ist die Anwendung zweier opponierender Felder eine viel geübte Methode, da die Toleranzgrenze der Lunge mit 2000 - 3000 R die Durchstrahlung mit einer tumorwirksamen Dosis nicht zuläßt. So wird der Tumor mit zugehörigen Lymphabflußgebieten ap und pa bestrahlt. Opponierende Felder werden weiter benutzt bei der Bestrahlung des weiblichen Genitale nach der sog. Düsseldorf-Methode. Die gleiche Technik bietet sich an beim Larynxkarzinom, wobei der Hals unter Ausparung des Spinalkanals von links und rechts homogen durchstrahlt wird. Ebenso erfordern Knochentumoren der Extremitäten die Anwendung opponierender Felder. Hierbei ist allerdings auf die Überschneidungszone im lateralen Hautanteil besonders zu achten. Wegen der großen Belastbarkeit des Hirngewebes haben sich auch bei Hirntumoren opponierende Felder bewährt.

Verbietet die Lokalisation, Größe und Tiefe des Tumors die opponierende Zweifeldertechnik, so können die zwei Felder der Situation entsprechend so gegeneinander versetzt werden, daß ihre Zentralstrahlen einen bestimmten Winkel bilden. Der tiefliegende Herd kann auf diese Weise unter gleichzeitiger Schonung des umgebenden gesunden Gewebes und der Haut mit einer hohen Dosis belastet werden. Wie schon dargestellt, muß jedoch berücksichtigt

werden, daß das Dosismaximum nicht im Schnittpunkt der Zentralstrahlen liegt, sondern in Richtung der Winkelhalbierenden verschoben ist. Dadurch wird die Dosisverteilung innerhalb des Überschneidungsgebietes beider Felder inhomogen.

Die Anwendung von mehr als zwei Stehfeldern ist grundsätzlich zu fordern bei einem tiefliegenden Herd des Rumpfes. Besonders günstig erscheint die Mercedes-Stern-Methode, wenn ein großer, tiefliegender Herd bei guter Schonung der Haut homogen bestrahlt werden soll. Bei der Bestrahlung des Blasenkarzinoms konkurrieren die Anordnung zweier Keilfelder von ventral, opponierend angesezter Felder und drei um die Beckenachse sternförmig angeordneter Felder. Wenn die Feldervariation nicht wie am Thoraxraum eingeschränkt ist, bietet sich die Kombination von mehr als drei Feldern an, wobei jedoch die Zahl von vier Feldern selten überschritten wird. So kommt z.B. bei der Bestrahlung des Prostatakarzinoms neben anderen Methoden die Anwendung von vier in der Längsachse des Beckens angeordneten Feldern in Frage.

Z u s a m m e n f a s s u n g

Für die Bestrahlung tiefliegender maligner Tumoren sind heute ^{60}Co -Geräte die gebräuchlichsten Apparate.

Optimale Bestrahlungsbedingungen lassen sich beim therapeutischen Einsatz dieser Geräte nur mit Hilfe einer exakten Bestrahlungsplanung erreichen.

Voraussetzung dafür sind die Berechenbarkeit der applizierten Dosis sowie die Übersicht über die Dosisabhängigkeit bei Variation der Stehfelder und die individuelle Anpassung an anatomische Gegebenheiten der Einzelperson. Es kommt darauf an, die für den gegebenen Fall günstigste Bestrahlungstechnik aus einer Anzahl möglicher Methoden auszuwählen.

Typische Veränderungen der Dosisverteilung werden durch Variation der Parameter:

1. Körperinhomogenitäten
2. Bleikeilfilter
3. Superposition von Stehfeldern verursacht.

Die mathematische Komplexität und der rechnerische Umfang bei der Erstellung eines genauen Bestrahlungsplanes, sowie die Berücksichtigung unvermeidlicher technischer Fehler bei der Einstellungsarbeit führen dazu, daß die Bestrahlungsplanung nur mithilfe der Rechenmaschine durchzuführen ist. Zum Umgang mit der Maschine gehört jedoch eine tiefgefunde qualitative Vorstellung über

die Auswirkung der Parametervariationen auf die Dosisverteilung. Zum Ausschluß wahlloser Variationen, damit gleichzeitig zur Abschätzung günstiger Möglichkeiten der Stehfelderkombination, werden in dieser Arbeit Schätzformeln diskutiert, die die Variationsmöglichkeiten einschränken und auf diesem Wege die Behandlungsplanung rationalisieren. Die einzelnen Beispiele der Parametervariationen beschreiben in typischer Weise, was der Therapeut nach einem Variationsschritt in der Dosisverteilung als Folge zu erwarten hat.

Das dabei verwendete Dosisprogramm von POPP [17, 18] hat gegenüber den üblichen Verfahren von RICHTER und SCHIRRMUSTER [20, 21, 22] Vorteile. Diese liegen in

1. der Vermeidbarkeit einer - nur durch aufwendige Messungen möglichen - empirischen Ermittlung der künstlich eingeführten Rückstreuungsfunktion,
2. der Berücksichtigung der Tiefenabhängigkeit der Rückstreuung, die in sich konsistent ist und
3. der zusätzlichen Berücksichtigung des Seitenverhältnisses verwendeter Rechteckfelder.

Die Übereinstimmung zwischen Rechnung und Messung ist durch Messungen am Phantom bestimmt worden. Der Fehler ist kleiner als 5 %. Das Programm erfüllt damit die Forderung der Genauigkeit und kommt bei vertretbarem Rechenaufwand den Ansprüchen individueller Bestrahlungsplanung nahe. Durch die Verbindung des Computereinsatzes

mit medizinischer Erwägung des Therapeuten kann also eine Optimierung der Dosisverteilung erreicht werden. Es wäre vorteilhaft, wenn der Computer nach Vorgabe eindeutig definierter Optimierungskriterien selbst ein Optimum auffinden könnte.

Gegenwärtig existiert jedoch noch kein Verfahren, mit dem dieses Problem allgemein gelöst werden kann.

L i t e r a t u r v e r z e i c h n i s

- 1 Bentley, R.E.:
"Digital Computers in Rdiation Treatment Planning"
Brit. J. Radiol. 37 (1964), 748.
- 2 Buchelt, L., Busch, M.:
"Optimierung bei lokaler Radiumtherapie"
Strahlentherapie 141 (1971), 549.
- 3 Busch, M.:
Persönl. Mitteilung.
- 4 Clarkson, J. R.:
"A Note on Depth Doses in Fields of Irregular Shape"
Brit. J. Radiol. 14 (1941), 265.
- 5 Freundlich, H.F.:
Intern. Konferenz zur Anwendung elektron. Rechenautomaten
in der therapeutischen Radiologie.
Cambridge, 14.-17. Juni: 1966.
- 6 Haldén, H., Ragnhult, J., Roos, B.:
"Computer Method for Treatment Planning in External
Radiotherapy."
Acta radiol. 1 (1963), 407.
- 7 Halnan, K. E., Hope, C. S., Orr, J. S.:
"Computer Optimisation"
Computers in Radiology, Proc. Int. Meeting,
Brüssel 1969, 146.

- 8 Hope, C. S., Orr, J. S.:
"Computer Optimisation of 4 MeV Treatment Planning"
Phys. Med. Biol. 10 (1965), 365.
- 9 Hope, C. S., Laurie, J., Orr, J. S.:
" The Optimisation of Treatment Plans; in Computer
Calculation of Dose Distributions."
Int. Atomic Energy Agency, Vienna 1966, Technical
Reports Series No. 57, 118.
- 10 Hope, C. S., Laurie, J., Orr, J. S., Halnan, K. E.:
"Optimisation of X-Ray Treatment Planning by
Computer Judgement."
Phys. Med. Biol. 12 (1967), 531.
- 11 Meredith, W. J., Neary, G. J.:
"The Production of Isodose Curves and the Calculation
of Energy Absorption from Standard depth Dose Data.- Part I."
Brit. J. Radiol. 17 (1944), 75.
- 12 Meredith, W. J., Neary, G. J.:
"The Production of Isodose Curves and the Calculation
of Energy Absorption from Standard Depth Dose Data.-Part II."
Brit. J. Radiol. 17 (1944), 126.
- 13 Pfalzner, P. M., MacDonald, J. C. F.:
"A Tumor Dose Rate Calculator."
Radiology 72 (1959), 100.
- 14 Pfalzner, P. M.:
A General Formula for Axial Depth Dose Derived from an
Empirical Power Law for Tumor - Air Ratios."
Radiology 75 (1960), 438.

- 15 Pfalzner, P. M.:

"The Variation of Axial Depth Dose with Focal Distance,
with Field area, and with Depth."

Brit. J. Radiol. 34 (1961), 236.

- 16 Pfalzner, P. M.:

"New Parameters of the Power Law for Tumor - Air
Ratios for Cobalt - 60 Radiation."

Radiology 79 (1962), 439.

- 17 Popp, F. A.:

"Eine Berechnung der Tiefendosisverteilung für beliebige
Rechteckfelder aus der Tiefendosistabelle für den
Zentralstrahl von Zirkular - oder quadratischen Feldern."
Strahlentherapie 139 (1970), 532.

- 18 Popp, F. A., Hoffmann, J.:

"Das Prinzip der Tiefendosisberechnung für ^{60}Co -Tele-
gammabestrahlung an der Universitäts-Strahlenklinik Marburg."
Strahlentherapie 141 (1971), 612.

- 19 Popp, F. A., Wette, E. E.:

"Zur Optimierung der Bestrahlungsplanung in der
 ^{60}Co - Tiefentherapie."

Strahlentherapie 143 (1972), 516.

- 20 Richter, J., Schirrmeister, D.:

"Ein Verfahren zur Berechnung der Dosisverteilungen
mit digitalen Rechenautomaten."

Strahlentherapie 123 (1964), 45.

- 21 Richter, J., Schirrmeister, D.:
"Die Ermittlung von Dosisverteilungen mit digitalen Rechenautomaten unter Berücksichtigung von Randabfall und Streuung."
Strahlentherapie 126 (1965), 177.
- 22 Richter, J., Schirrmeister, D.:
"Die Berücksichtigung von Gewebeinhomogenitäten bei der Ermittlung von Dosisverteilungen mit digitalen Rechenautomaten."
Strahlentherapie 127 (1965), 550.
- 23 Richter, J., Schirrmeister, D.:
"Neue Ergebnisse bei der Ermittlung von Dosisverteilungen mit Rechenautomaten."
Rad. biol. ther. 6 (1965), 371.
- 24 Schirrmeister, D., Richter, J.:
"Die Berechnung von Dosisverteilungen mit digitalen Rechenautomaten bei mehraxialer Pendelbestrahlung."
Strahlentherapie 125 (1964), 211.
- 25 Schoknecht, G.:
"Dosisberechnung für die Kobalt-60-Bewegungsbestrahlung mit konstantem Pendelradius."
Strahlentherapie 120 (1963), 525.
- 26 Schoknecht, G.:
"Berechnung und Ausdrucken von Dosisverteilungen für die Co-60-Therapie mit dem Datenverarbeitungssystem IBM 1401 nach experimentell bestimmten Ausgangswerten."
Strahlentherapie 125 (1964), 75.

- 27 Siler, W., Laughlin, J. S.:
"A computer Method for Radiation Treatment Planning."
Communication of the ACM 5 (1962), 407.
- 28 Siler, W., Ritter, F., Laughlin, J. S.:
"Patient Simulation in X-Ray Therapy."
Ann. of the New York Acad. of Sciences 115 (1964), 1038.
- 29 Sterling, T. D., Perry, H., Weinkam, J.,J.:
"Calculation of Non-Convergent Field Dose Distributions."
Brit. J. Radiol. 36 (1963), 63.
- 30 Sterling, T.,D., Perry, H., Weinkam, J.J.:
"A Simplified System of Digitising Isodoses and Direct
Print-Out of Dose Distribution."
Brit. J. Radiol. 36 (1963), 522.
- 31 Sutherland, W. H.:
Arc Therapy with Wedge - Filtered Beams of
Cobalt 60 Radiation."
Brit. J. Radiol. 35 (1962), 478.
- 32 Tsien, K. C.:
"The Application of Automatic Computing Machines to
Radiation Treatment Planning."
Brit. J. Radiol. 28 (1955), 432.
- 33 Tsien, K.C.:
A Study of Basic External Radiation Treatment
Techniques with the Aid of Automatic Computing Machines."
Brit. J. Radiol. 31 (1958), 32.

- 34 Tulley, T., J.:
" Wedge Filters for Use with a 100 - Curie Cobalt 60
Teletherapy Unit."
Brit. J. Radiol. 29 (1956), 227.
- 35 Van de Geijn, J.:
"The Computation of Two and Three Dimensional Dose
Distributions in Cobalt 60 Teletherapy."
Brit. J. Radiol. 38 (1965), 369.
- 36 Wachsmann, F., Vieten, H.:
in: "Handbuch der medizinischen Radiologie XVI/1"
Springer-Verlag, Berlin - Heidelberg - New York,
16 (1970), 1.
- 37 Wood, R., G.:
"The Computation of Dose Distributions in Cobalt
Rotational Therapy."
Brit. J. Radiol. 35 (1962), 482.

Ich danke Herrn Prof. Dr. H e ß für das
interessante Thema und seine Hilfsbereit-
schaft.

Herrn Dr. P o p p und Herrn Dr. P e m s e l
danke ich für Ihren wissenschaftlichen Rat
und die harmonische Zusammenarbeit.

L e b e n s l a u f

Am 16. Juni 1944 wurde ich als Sohn des
Regierungsdirektors Erwin Toll und seiner Ehefrau
Carla, geborene Schramm, in Prag geboren.

In Wiesbaden wurde ich Ostern 1950 eingeschult
und besuchte vier Jahre die Volksschule.

Ostern 1964 machte ich an der Humboldt-Schule
in Wiesbaden das Abitur.

Nach einer zweijährigen Dienstzeit bei der Bundes-
wehr nahm ich zum Sommersemester 1966 das Medizin-
studium an der Philipps-Universität Marburg auf.

Ich verbrachte meine gesamte Studienzeit in Marburg
und legte am 6. Juni 1967 das Vorphysikum und am
18. März 1969 das Physikum ab. Am 25. Juli 1972
bestand ich in Marburg mein medizinisches Staats-
examen.

Mein Berufsziel ist der Facharzt für Innere Medizin.

Meine akademischen Lehrer waren die Herren Professoren
und Dozenten:

Amon, Beckmann, Berendes, Bommer, Brück, Buchholz,
Dimroth, Dölle, Exner, Friedrich, Ganz, Golenhofen,
Hamelmann, Hardewig, Heinecker, Hensel, Heß, Heuser,
Hildebrandt, Hort, Jacob, Jahnke, Kaffarnik, Karlson,
Koransky, Kühnel, Lehmann-Grube, Linneweh, Mann,
Martini, Petry, Pots, Rodeck, Rodenhäuser, Rohen,
Schleyer, Schmid, Schmitz-Moormann, Seidel, Siegert,
Straub, Strohmeyer, Voss, Walcher, Wendt, Zilliken.

